

María Jesús Boné Pina

Método de evaluación ergonómica
de tareas repetitivas, basado en
simulación dinámica de esfuerzos
con modelos humanos

Departamento
Ingeniería de Diseño y Fabricación

Director/es
Marín Zurdo, José Javier
Martínez Jarreta, Begoña

<http://zaguan.unizar.es/collection/Tesis>



Universidad
Zaragoza

Tesis Doctoral

MÉTODO DE EVALUACIÓN ERGONÓMICA DE TAREAS REPETITIVAS, BASADO EN SIMULACIÓN DINÁMICA DE ESFUERZOS CON MODELOS HUMANOS

Autor

María Jesús Boné Pina

Director/es

Marín Zurdo, José Javier

Martínez Jarreta, Begoña

UNIVERSIDAD DE ZARAGOZA

Ingeniería de Diseño y Fabricación

2016

Tesis Doctoral

Método de Evaluación Ergonómica de
Tareas Repetitivas, basado en
Simulación Dinámica de Esfuerzos
con Modelos Humanos.

Autora

M^a Jesús Boné Pina

Directores

Dr. D. Jose Javier Marín Zurdo
Dra. Dña. Begoña Martínez Jarreta

Escuela de Ingeniería y Arquitectura
Dpto. Ingeniería de Diseño y Fabricación

Año 2015



D. José Javier Marín Zurdo, Doctor Ingeniero Industrial por la Universidad de Zaragoza, Profesor Titular del Departamento de Ingeniería de Diseño y Fabricación de la Escuela de Ingeniería y Arquitectura de la Universidad de Zaragoza, y Dña. Begoña Martínez Jarreta, Doctora en Medicina, Catedrática del Departamento de Anatomía Patológica, Medicina Legal y Forense y Toxicología de la Facultad de Medicina de la Universidad de Zaragoza.

CERTIFICAN:

Que la memoria de Tesis Doctoral titulada:

MÉTODO DE EVALUACIÓN ERGONÓMICA DE TAREAS REPETITIVAS, BASADO EN SIMULACIÓN DINÁMICA DE ESFUERZOS CON MODELOS HUMANOS.

Presentada por M^a Jesús Boné Pina ha sido realizada bajo nuestra dirección y reúne los requisitos de calidad necesarios para ser presentada por su autora para optar al grado de Doctor por la Universidad de Zaragoza.

Zaragoza, 09 de Noviembre de 2015

Fdo.: Dr. José Javier Marín Zurdo.

Fdo.: Dra. Dña. Begona Martínez Jarreta

*A Javier por creer en mi más que yo misma,
a Marta y Javi por ser mi ilusión y mi alegría,
a mi Padre y a mi Madre por su ejemplo y sus valores,
y a todos ellos por su apoyo incondicional.*

Agradecimientos.

Agradezco al Grupo ID ERGO del Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (**I3A**) de la Universidad de Zaragoza, por los medios aportados, tanto materiales como humanos gracias los cuales ha sido posible realizar la presente tesis.

Mi más sincero agradecimiento a mis directores de Tesis, los profesores José Javier Marín Zurdo y Begoña Martínez Jarreta, por su dedicación y entusiasmo para guiarme en el desarrollo de esta investigación, así como por su capacidad de transmitir su conocimiento y experiencia que han sido fundamentales para conseguir llevar a buen puerto esta aventura.

Sin olvidar la inestimable participación de las empresas colaboradoras como BSH-Electrodomésticos España, Plantas de la Cartuja y Montañana de Zaragoza.

INDICE

1.	ÁMBITO DE LA INVESTIGACIÓN.....	21
2.	INTRODUCCIÓN.....	23
2.1	ERGONOMÍA.....	23
2.2	BIOMECÁNICA OCUPACIONAL Y ANTROPOMETRÍA.....	25
2.3	TRASTORNOS MUSCULOESQUELÉTICOS.....	27
2.3.1	DEFINICIÓN.....	27
2.3.2	ETIOPATOGENIA Y SINTOMATOLOGÍA.....	28
2.3.3	CLASIFICACIÓN DE LOS TME SEGÚN SU LOCALIZACIÓN.....	29
2.3.4	LOS TME COMO CONTINGENCIA PROFESIONAL.....	33
2.3.5	FACTORES DE RIESGO.....	38
2.3.6	EVIDENCIA EPIDEMIOLÓGICA.....	49
2.3.7	IMPORTANCIA SOCIAL, LABORAL Y ECONÓMICA.....	56
2.4	MÉTODOS EVALUACIÓN ERGONÓMICA.....	65
2.5	CUESTIONARIOS (SELF-REPORTS) AUTO EVALUACIONES.....	66
2.6	MÉTODOS OBSERVACIONALES.....	68
2.6.1	MÉTODOS SENCILLOS Y AVANZADOS.....	69
2.6.2	FACTORES DE RIESGO VALORADOS.....	71
2.6.3	ÁREA DEL CUERPO EVALUADA.....	71
2.6.4	TIPO DE TAREAS.....	72
2.6.5	PRECISIÓN DE LOS DATOS DE ENTRADA.....	72
2.6.6	PROCEDIMIENTO Y SISTEMA DE EVALUACIÓN FINAL.....	74
2.6.7	VENTAJAS Y LIMITACIONES DE LOS MÉTODOS OBSERVACIONALES.....	75
2.7	MEDICIÓN DIRECTA.....	77
2.7.1	VENTAJAS Y LIMITACIONES.....	79
2.7.2	SIMULACIÓN Y REALIDAD VIRTUAL.....	81
2.7.3	CAPTURA DE MOVIMIENTO.....	83
2.8	FIABILIDAD Y VALIDACIÓN DE MÉTODOS.....	86
2.8.1	COMPARACIÓN DE MÉTODOS.....	87
3.	NECESIDAD DE NUEVOS MÉTODOS DE EVALUACIÓN.....	91
4.	OBJETIVOS Y DISEÑO DEL ESTUDIO.....	93
5.	MÉTODOS DE EVALUACIÓN ERGONÓMICA DE REFERENCIA: MÉTODO OCRA.....	95
5.1	DEFINICIONES.....	96
5.2	FACTORES DE RIESGO.....	98
5.2.1	REPETITIVIDAD.....	98
5.2.2	FUERZA.....	98

5.2.3	POSTURAS Y MOVIMIENTOS.....	99
5.2.4	TIEMPO DE RECUPERACIÓN Y DURACIÓN DEL TRABAJO REPETITIVO.....	102
5.2.5	FACTORES ADICIONALES.....	102
5.3	ANÁLISIS DEL RIESGO.....	103
5.4	IDENTIFICACIÓN DEL RIESGO.....	103
5.5	ESTIMACIÓN DEL RIESGO: MÉTODO 1.....	104
5.6	EVALUACIÓN DETALLADA DEL RIESGO: MÉTODO 2.....	105
5.6.1	POSTURA (PO_M).....	105
5.6.2	REPETITIVIDAD (RE_M).....	106
5.6.3	FACTORES ADICIONALES (AD_M).....	106
5.6.4	FUERZA (FO_M).....	107
5.6.5	RECUPERACION (RC_M).....	107
5.6.6	DURACION TOTAL (DU_M).....	107
5.6.7	EVALUACIÓN FINAL.....	108
5.6.8	MEDIDAS PARA DISMINUIR EL RIESGO.....	108
5.7	VALIDACIÓN DEL MÉTODO OCRA.....	109
5.7.1	VALIDEZ PREDICTIVA, ESTUDIADA CON ESTUDIOS TRANSVERSALES.....	109
5.7.2	VALIDEZ CONCURRENTE, EN COMPARACIÓN CON OTROS MÉTODOS.....	111
5.8	VENTAJAS Y LIMITACIONES DEL MÉTODO OCRA.....	112
6.	MÉTODOS DE EVALUACION ERGONÓMICA DE REFERENCIA: MÉTODO REBA.....	113
6.1	OBJETIVOS.....	113
6.2	DESARROLLO.....	113
6.3	GRUPO A: VALORACIÓN DEL TRONCO, CUELLO Y PIERNAS.....	114
6.4	GRUPO B: VALORACIÓN DEL BRAZO, ANTEBRAZO Y LA MUÑECA.....	115
6.5	PUNTUACIÓN FINAL.....	117
6.6	VALIDACIÓN DEL MÉTODO.....	118
6.7	VENTAJAS Y LIMITACIONES DEL MÉTODO REBA.....	119
7.	MÉTODO FORCES.....	121
7.1	OBJETO DEL MÉTODO.....	121
7.2	FUNDAMENTOS DEL MÉTODO.....	122
7.3	FACTORES DE RIESGO Y VALORACIÓN EN UN INSTANTE DE RIESGO.....	124
7.4	VALORACIÓN DEL RIESGO DE CADA ARTICULACIÓN.....	126
7.5	VALORACIÓN GLOBAL DE FORCES E INFORMES DE RESULTADOS.....	130
7.5.1	PARAMETROS GLOBALES. HOJA DE CALCULO FORCES.....	130
7.5.2	VALORACIÓN DE LA CARGA POSTURAL EN EL MÉTODO FORCES.....	132
7.5.3	RIESGOS ACUMULADOS POR MINUTO. ESFERAS DE RIESGO.....	134
7.5.4	VISUALIZACIÓN GRÁFICA DEL MÉTODO FORCES.....	135
7.6	SISTEMA DE CAPTURA DE MOVIMIENTO.....	137

7.7	PROCEDIMIENTO DE TRABAJO.....	139
7.8	DETERMINACIÓN DE LOS “INSTANTES DE RIESGO”.....	139
7.9	PROCESO DE CÁLCULO. FUERZAS EXTERNAS.....	142
7.9.1	REFERENCIAS DE FUERZAS EXTERNAS.....	143
7.9.2	TIPOS DE APOYOS.....	145
7.9.3	ACTIVAR / DESACTIVAR LA VISUALIZACIÓN DE VECTORES.....	146
7.9.4	OPCIONES DEL PROCESO DE CÁLCULO DE ESFUERZOS”.....	147
7.9.5	REPRESENTACIÓN GRÁFICA DE FUERZAS Y RIESGOS.....	147
7.9.6	PARAMETRIZACIÓN DEL SISTEMA.....	150
7.9.7	PARAMETROS GENERALES.....	150
7.9.8	ANTROPOMETRIA.....	152
7.9.9	PESOS DEL CUERPO Y DE LOS SEGMENTOS CORPORALES.....	153
7.9.10	POSICIÓN DE LOS C.G. Y TENSORES DE INERCIA.....	153
7.10	FACTORES DE RIESGO.....	155
7.10.1	FACTOR DE RIESGO ASOCIADO A LA MAGNITUD DEL ÁNGULO.....	155
7.10.2	FACTOR DE RIESGO ASOCIADO AL ARCO DE GIRO RECORRIDO.....	158
7.10.3	FACTOR DE RIESGO DERIVADO DE GIROS COMBINADOS.....	159
7.10.4	FACTOR DE RIESGO DERIVADO DE LA VELOCIDAD ANGULAR.....	160
7.11	DEFINICIÓN DE LAS FUERZAS MÁXIMAS.....	162
7.11.1	SISTEMA DE REFERENCIA Y TIPOS DE FUERZAS CONSIDERADOS.....	162
7.11.2	ESTIMACIÓN DE LAS FUERZAS MÁXIMAS.....	164
7.11.3	PROCESO DE CÁLCULO DE FACTORES DE RIESGO POR ESFUERZOS.....	170
7.12	FACTORES DE RIESGO POR ESFUERZOS.....	172
7.12.1	FACTOR DE RIESGO DERIVADO DE LA FUERZA AXIAL.....	172
7.12.2	FACTOR DE RIESGO DERIVADO DE LA FUERZA DE CORTE.....	173
7.12.3	FACTOR DE RIESGO DERIVADO DEL MOMENTO DE TORSIÓN.....	174
7.12.4	FACTOR RIESGO DERIVADO DEL MOMENTO FLECTOR.....	175
7.13	FACTOR DE RIESGO POR TIPO DE AGARRE.....	176
7.14	PONDERACIÓN PARA LA EVALUACIÓN FINAL DEL RIESGO.....	176
7.15	EVALUACIÓN MULTITAREA.....	177
7.16	RESUMEN DEL MÉTODO FORCES.....	179
8.	METODOLOGÍA.....	183
8.1	MUESTRA.....	183
8.2	EVALUADORES.....	184
8.3	EXPOSICIÓN EVALUADA.....	184
8.4	TRABAJO DE CAMPO.....	184
8.4.1	OBSERVACIÓN DEL PUESTO DE TRABAJO Y RECOGIDA DE DATOS.....	185
8.4.2	CAPTURA DE MOVIMIENTO DEL TRABAJADOR (SISTEMA MH-SENSORS).....	186

8.5	POST-PROCESADO DE LOS DATOS.....	188
8.6	APLICACIÓN DE LOS MÉTODOS DE EVALUACIÓN ERGONÓMICA.	189
8.6.1	MÉTODO OCRA.	189
8.6.2	MÉTODO REBA.....	192
8.6.3	MÉTODO FORCES.....	194
8.7	BASE DE DATOS.	196
8.8	CRITERIOS DE COMPARACIÓN DE MÉTODOS.....	199
8.8.1	COMPARACIÓN FORCES/OCRA.....	199
8.8.2	COMPARACIÓN FORCES/REBA.....	202
9.	RESULTADOS.	205
9.1	COMPARACIÓN DE MÉTODOS FORCES/ OCRA.....	205
9.1.1	ESTUDIO DESCRIPTIVO DE VARIABLES.	205
9.1.2	TEST DE NORMALIDAD DE KOLMOGOROV-SMIRNOV.....	207
9.1.3	CORRELACIÓN LINEAL.....	207
9.1.4	REGRESIÓN LINEAL.	208
9.1.5	ANÁLISIS DE CONCORDANCIA ENTRE MÉTODOS FORCES/OCRA.	218
9.1.6	EVALUACIÓN DE CRITERIO DIAGNÓSTICO O DISCRIMINACIÓN. CURVA ROC FORCES/OCRA.	221
9.2	COMPARACIÓN DE MÉTODOS REBA Y FORCES.....	227
9.2.1	ESTUDIO DESCRIPTIVO DE VARIABLES.	227
9.2.2	TEST DE NORMALIDAD DE KOLMOGOROV-SMIRNOV.....	230
9.2.3	CORRELACIÓN LINEAL.....	230
9.2.4	REGRESIÓN FORCES /REBA.....	232
10.	DISCUSIÓN.....	241
11.	CONCLUSIONES.....	247
12.	REFERENCIAS.....	249

INDICE DE FIGURAS

Fig. 2.1 . Estructura de la Biomecánica Ocupacional. Adaptado de Farrer et al 1997.....	25
Fig. 2.2. Flexión-extensión y Separación del Hombro	40
Fig. 2.3. Flexión extensión de la espalda.	41
Fig. 2.4. Rotación y Lateralización de la espalda.	41
Fig. 2.5. Tiempo máximo aceptable de mantenimiento postural según Norma ISO 11226:2000.....	42
Fig. 2.6 . Relación Intensidad/duración contracción isométrica muscular. Fuente Putz-Anderson (1988).....	43
Fig. 2.7 . Modelo conceptual de factores que contribuyes a la aparición de TME. Tomado de NOSH(2001).	49
Fig. 2.8 . Exposición a agentes físicos (% de exposición una cuarta parte de la jornada o más). Fuente 5EWCS (2012).	56
Fig. 2.9. Tendencia de las exigencias físicas en el trabajo, 2000-2010, UE-27 (%). Fuente ISTAS (2013).	57
Fig. 2.10. Tendencia de las exigencias físicas en el trabajo, 2000-2010, UE-27 (%). Tomado de 5EWCS (2012). ..	57
Fig. 2.11. Índice de incidencia de EP por TME, 1989-2011. Tomado de Vicente et al (2012)	59
Fig. 2.12. Índices de Incidencia de EP por TME según tipo de patología, 2001-11. Fuente INSHT (2012)	59
Fig. 2.13. Demandas físicas del trabajo. Fuente VII ENCT (2011)	60
Fig. 2.14. Localización de la molestia musculoesquelética, Fuente VII ENCT (2011).....	61
Fig. 2.15. Problemas de salud percibidos. Fuente VII ENCT (2011)	62
Fig. 2.16 . Algunos de los principales métodos según la parte del cuerpo que analizan y el tipo de tareas. Fuente Roman-Liu (2014).	72
Fig. 2.17. Sistema VICON. Colocación de Marcadores. Detalle de cámaras.	83
Fig. 2.18. Sensores inerciales y su posible colocación en el cuerpo.	84
Fig. 2.19. Análisis simultáneo del Sistema VICON y MH-Sensors.	85
Fig. 5.1. Posturas y movimientos del Hombro.....	100
Fig. 5.2. Posturas y movimientos del Codo.....	100
Fig. 5.3. Posturas y movimientos de la Muñeca.	101
Fig. 5.4. Agarre en pinza.	101
Fig. 5.5. Agarres de fuerza, palma y gancho.....	101
Fig. 5.6. Distribución periodos de recuperación.....	102
Fig. 5.7. Procedimiento para analizar el riesgo. Tomado UNE EN 1005-5 (2007).....	103
Fig. 6.1. Método REBA, Grupo A.....	114
Fig. 6.2. Método REBA, Grupo B.....	115
Fig. 7.1. Método FORCES. Modelo humano digital y cálculo de esfuerzos en articulaciones.	121
Fig. 7.2. Angulo de una articulación función del tiempo. Identificación de instantes de riesgo.	122
Fig. 7.3. FORCES. Fundamentos del método y articulaciones analizadas.....	123
Fig. 7.4. Resumen de resultados del método FORCES. Valoración y parámetros adicionales.	129

Fig. 7.5. Menú principal hoja cálculo del método FORCES.	130
Fig. 7.6. Jornada de trabajo. Factores de Recuperación y Duración resultantes.....	131
Fig. 7.7. Información resultante del método FORCES. Factores globales y Niveles de Riesgo de cada articulación.	132
Fig. 7.8. Estadísticas de % de niveles de riesgo del nº total de Instantes de Riesgo.....	133
Fig. 7.9. Valores de riesgos por minuto en los instantes de riesgo a lo largo del tiempo de ciclo.	135
Fig. 7.10. Representación de vectores de fuerza y esferas de riesgo sobre el modelo digital.	136
Fig. 7.11. Puesto simulado. Vectores fuerza en Instantes de manipulación de cargas	136
Fig. 7.12. Esquema funcional de MH-Sensors. Componentes del Sistema.....	137
Fig. 7.13. Sensores Inerciales de Movimiento, Concentrador y Colocación.	138
Fig. 7.14. Visualización de cámara panorámica ubica sobre el casco. Puesto de trabajo simulado.....	138
Fig. 7.15. Recreación 3D del puesto de trabajo por medio de fotogrametría.	138
Fig. 7.16. Determinación de máximos y mínimos locales.	140
Fig. 7.17. Condiciones para considerar Instante de Riesgo. Parámetros involucrados.	141
Fig. 7.18. Fundamentos del motor de cálculo del método FORCES.....	142
Fig. 7.19. Introducción de vectores fuerza [kg] y momentos o par-fuerza [Kg x m].....	143
Fig. 7.20. Visualización de vectores fuerza por medio de Key-Frame (KF). Fuerzas variables.....	144
Fig. 7.21. Introducción de tipo de agarre en las manos.....	144
Fig. 7.22. Sólo el pie izq. apoyado. Apoyado en ambos pies y mano izq., y mano derecha con fuerzas externas; se puede apreciar la fuerza de reacción sobre mano izq en dirección del antebrazo.....	145
Fig. 7.23. Postura de sentado. Postura de silla semisentado.	145
Fig. 7.24. Introducción de apoyos y factores adicionales.	146
Fig. 7.25. C.G. de los segmentos corporales donde se aplican las fuerzas de inercia. Visualización de las esferas de riesgo en las articulaciones de la EESS.....	148
Fig. 7.26. Visualización sólo de los vectores de fuerza y momentos. Visualización de todos los elementos (C.G. Esferas Riesgos y Vectores Fuerza).....	148
Fig. 7.27. Postura visualizada desde dos puntos de vista. En las manos se han aplicado cargas verticales y pares de fuerza. Se puede observar las fuerzas de reacción en pies.	149
Fig. 7.28. Movimientos muy rápidos. Se pueden apreciar las fuerzas de inercia sobre C.G. de los segmentos corporales.	149
Fig. 7.29. Sistema de referencia del cuerpo. Posición de los centros de gravedad de cada segmento.....	154
Fig. 7.30. Factores de riesgo asociado a la magnitud de los ángulos de la columna. Visualización 3D.....	155
Fig. 7.31. Factores de riesgo asociado a la magnitud de los ángulos en cervical. Visualización 3D.	156
Fig. 7.32. Factor de riesgo del hombro función de los ángulos de “elevación” y “adelante-atrás”.	156
Fig. 7.33. Visualización 3D de los ángulos del hombro.	157
Fig. 7.34. Factores de riesgo asociado a la magnitud de los ángulos del codo. Visualización 3D.....	157
Fig. 7.35. Factores de riesgo asociados a los ángulos del carpo (mano). Visualización 3D.	158
Fig. 7.36. Variación del Factor de Riesgo de la Velocidad Angular. Zona lumbar y cervical.	161
Fig. 7.37. Variación del Factor de Riesgo de la Velocidad Angular. Hombro, codo y carpo.	161

Fig. 7.38. Factor de Riesgo Fuerza Axial en zona Lumbar.....	162
Fig. 7.39. Sistema de referencia de las articulaciones para el cálculo de esfuerzos.	163
Fig. 7.40. Fuerza axial y de corte sobre una articulación.....	163
Fig. 7.41. Momento de torsión y flexión sobre una articulación.....	164
Fig. 7.42. Captura para estimar esfuerzos máximos en zona cervical. Posturas ejemplo.	166
Fig. 7.43. Captura para estimar esfuerzos máximos en zona lumbar. Posturas ejemplo.....	166
Fig. 7.44. Captura para estimar esfuerzos máximos en hombros. Posturas ejemplo.	167
Fig. 7.45. Captura para estimar esfuerzos máximos en codos. Posturas ejemplo.	168
Fig. 7.46. Captura para estimar esfuerzos máximos en muñecas. Posturas ejemplo.	168
Fig. 7.47. Factor de Riesgo para la fuerza de corte en hombro en P05. Coeficientes para P50 y P95.	170
Fig. 7.48. Factor de Riesgo derivado de la Fuerza Axial.....	172
Fig. 7.49. Factores de Riesgo derivado de la Fuerza de Corte.	173
Fig. 7.50. Factores de Riesgo derivados del Momento de Torsión.....	174
Fig. 7.51. Factores de Riesgo derivados del Momento Flector.....	175
Fig. 7.52. Factor de riesgo derivado del Tipo de Agarre.	176
Fig. 7.53. Importación de evaluaciones individuales de Puestos de una Sección.	177
Fig. 7.54. Definición de tiempos y secuencia entre distintos puestos para análisis multitarea.	177
Fig. 7.55. Evaluación multitarea para una combinación de puestos seleccionada.	178
Fig. 8.1. Ejemplo de puestos de trabajo evaluados, de pie y sentado.....	183
Fig. 8.2. Dinamómetro digital y torquímetro. Accesorios útiles en campo.	185
Fig. 8.3. Sistema de captura del movimiento MH-Sensors.....	186
Fig. 8.4. Filmación con cámara web HD. Visualización desde cámara panorámica fijada al casco.	186
Fig. 8.5. Trabajador con el Sistema MH Sensors (9 sensores) en el puesto de trabajo.....	188
Fig. 8.6. Visualización del Movimiento, sincronizado con los videos (cámara externa y cámara en casco).....	189
Fig. 8.7. Pantalla principal aplicación método OCRA. (MH Sensors).	190
Fig. 8.8. Pantalla Acciones técnicas/ fuerza.....	191
Fig. 8.9. Pantallas Acciones técnicas/ fuerza y Duración trabajo repetitivo/ recuperación.....	191
Fig. 8.10. Informe OCRA generado por MH Sensors y Niveles de riesgo método OCRA. Tomados de UNE 1005-5 y Occhipinti y Colombini (2007).	192
Fig. 8.11. Aplicación de MH Sensors/REBA: valoración de posturas, numérica y con código de color.	193
Fig. 8.12. Método REBA estadísticas. Resumen de resultados.....	194
Fig. 8.13. Niveles de riesgo método FORCES.....	195
Fig. 8.14. Valoración resultante del método FORCES.....	196
Fig. 8.15 . Ejemplo resultados de la valoración de carga postural en el método FORCES.....	202
Fig. 8.16. Resultados del método REBA. Parte I.	202
Fig. 8.17. Resultados del método REBA. Parte II.	203
Fig. 9.1. Diagrama de caja de las variables OCRA Dr y OCRA Iz.	206
Fig. 9.2. Diagrama de caja de las variables FORCES Brazo Dr y FORCES Brazo Iz.	206

Fig. 9.3. Gráfico de Dispersión FORCES/OCRA Derecho e Izquierdo.	208
Fig. 9.4. Histograma y Gráfico de Probabilidad Normal de Regresión de residuo tipificado.	213
Fig. 9.5. Gráfico de dispersión de los residuos tipificados.	214
Fig. 9.6 . Histograma y Gráfico de Probabilidad Normal de Regresión de residuo tipificado	217
Fig. 9.7. Gráfico de dispersión de los residuos tipificados	217
Fig. 9.8. Curva ROC lado derecho.	223
Fig. 9.9. Curva ROC lado izquierdo.....	225
Fig. 9.10. Diagrama de caja de las variables FORCES Cervical y FORCES Lumbar	228
Fig. 9.11. Diagrama de caja de las variables FORCES Hombro Dr y FORCES Hombro Iz	229
Fig. 9.12. Diagrama de caja de las variables REBA Tronco y REBA Cuello.....	229
Fig. 9.13. Diagrama de caja de las variables REBA Brazo Dr y REBA Brazo Iz.....	229
Fig. 9.14. Gráficos de Dispersión FORCES Lumbar/REBA Tronco y FORCES Cervical/REBA Cuello	231
Fig. 9.15. Gráfico de Dispersión FORCES Hombro Dr/ REBA Brazo Dr y FORCES Hombro Iz/ REBA Brazo Iz.....	232
Fig. 9.16. Histograma y Gráfico de Probabilidad Normal de Regresión de residuo tipificado.....	235
Fig. 9.17. Gráfico de dispersión de los residuos tipificados.	235

INDICE DE TABLAS

Tabla 2.1. Normas técnicas más relevantes en cuanto a diseño antropométrico.	26
Tabla 2.2. Algunos de los términos utilizados para describir los Trastornos Musculoesqueléticos.....	27
Tabla 2.3. Work Related Musculoskeletal Disorders, Symptoms and Risk Factors. Tomado de CCOSH (2013)...	29
Tabla 2.4. TME según parte del cuerpo y estructura anatómica. Tomado de Nunes y McCauley (2012).....	32
Tabla 2.5. TME, listado de enfermedades profesionales aprobado en el RD 1299/2006 (Parte I).	35
Tabla 2.6. TME, listado de enfermedades profesionales aprobado en el RD 1299/2006 (Parte II).	35
Tabla 2.7. TME, listado de enfermedades profesionales aprobado en el RD 1299/2006 (Parte III).	36
Tabla 2.8. TME, listado de enfermedades profesionales aprobado en el RD 1299/2006 (Parte IV).	36
Tabla 2.9. TME, listado de enfermedades profesionales aprobado en el RD 1299/2006 (Parte V).	37
Tabla 2.10 . Factores de riesgo TME según Agencia Europea para la seguridad y salud en el trabajo (2007).	39
Tabla 2.11 . Fuerza Isométrica máxima FB, valores límite calculados para actividades profesionales (UNE-EN 1005-3 2002).	44
Tabla 2.12. Relación Escala de Borg con % contracción voluntaria máxima Adaptado de Grant et al. (1994).	45
Tabla 2.13. Periodos de recuperación en contracciones estáticas. Adaptado de (Rohmert , 1973, Colombini et al. , 2001).....	47
Tabla 2.14 . Dolor lumbar resumen de Estudios Epidemiológicos. Adaptado de NRC-IOM(2001)	52
Tabla 2.15. Evidencias Dolor lumbar. Adaptado de NIOSH, Bernard (1997).....	52
Tabla 2.16 . Evidencias Extremidades superiores. Adaptado de NIOSH, Bernard (1997).	54
Tabla 2.17 . Extremidades Superiores resumen de Estudios Epidemiológicos. Adaptado de NRC-IOM (2001). ..	55
Tabla 2.18 . Distribución del número de TME notificados como EP. Serie 2007-2011. Tomado de Vicente et al (2012).	58
Tabla 2.19. Algunas Auto-evaluaciones publicadas. Ampliada de David (2005)	67
Tabla 2.20. Ejemplos de Técnicas Observacionales Simples. Ampliada de David (2005).....	69
Tabla 2.21. Ejemplos de Técnicas Observacionales Avanzadas. Ampliada de David (2005).	70
Tabla 2.22 . Ejemplo de Factores de riesgos evaluados en Métodos Ergonómicos. Tomada de David (2005).....	71
Tabla 2.23 . Rangos de ángulos para valoración de la postura columna lumbar y cuello en algunos de los principales métodos. Fuente Roman-Liu (2014).	73
Tabla 2.24 . Rangos de ángulos para valoración de la postura del miembro superior en algunos de los principales métodos. Fuente Roman-Liu (2014).	73
Tabla 2.25 . Fortalezas y limitaciones de los principales métodos observacionales. Tomado de Chiasson et al. (2012).	76
Tabla 2.26 . Instrumentos 3D para medir la postura de la espalda. Fuente Brink et al. (2011 y 2013)	79
Tabla 2.27 . Análisis de estudios que comparan métodos ergonómicos (Parte I).....	89
Tabla 2.28 .Análisis de estudios que comparan métodos ergonómicos (Parte II).....	90
Tabla 5.1 . Descripción de Acciones Técnica. Tomado de UNE EN 1005-5 (2007)	97
Tabla 5.2. Cálculo del Factor Postural.	106

Tabla 5.3. Cálculo de Factores Adicionales.....	107
Tabla 5.4. Cálculo del factor Fuerza.....	107
Tabla 5.5. Cálculo del factor de Recuperación.....	107
Tabla 5.6. Cálculo del factor de Duración.....	108
Tabla 5.7. Criterios de evaluación de riesgo basado en valores del Índice OCRA.....	108
Tabla 5.8 . OR de la asociación entre diagnóstico de TME de EESS y valoración exposición con Índice OCRA. Fuente : Occhipinti, Colombini (2007).....	110
Tabla 5.9, Clasificación 5 niveles de riesgo Índice OCRA. Fuente: Occhipinti y Colombini (2007).....	110
Tabla 6.1. Tabla A y tabla carga/fuerza.....	116
Tabla 6.2. Tabla B y tabla agarre.....	116
Tabla 6.3. Tabla C y puntuación de la actividad.....	117
Tabla 6.4. Niveles de riesgo y acción.....	118
Tabla 6.5. Descripción de métodos observacionales. Fuente Takala (2010).....	119
Tabla 7.1. Calculo del riesgo en un instante de riesgo función de factores de riesgo.....	124
Tabla 7.2. Valoración del Riesgo máximo alcanzable en cada articulación.....	125
Tabla 7.3. Niveles de riesgo en función del % de riesgo respecto al riesgo máximo.....	125
Tabla 7.4. Calculo del nivel de riesgo [0-4] para un instante de riesgo.....	125
Tabla 7.5. Selección del Riesgo máximo, caso de coincidir instante de riesgo en varios ángulos.....	126
Tabla 7.6. Cálculo de parámetros de riesgo para una articulación y ángulo concreto.....	127
Tabla 7.7. Nº de Instantes de Riesgo Máximo por minuto.....	127
Tabla 7.8. Cálculo del riesgo global para cada articulación.....	128
Tabla 7.9. Valoración de riesgo en método FORCES, función de los % de riesgo respecto al máximo.....	132
Tabla 7.10. Pesos asociados a niveles de riesgo. Para estimación de riesgo por carga postural.....	133
Tabla 7.11. Tabla de evolución de riesgos por minuto en las articulaciones.....	134
Tabla 7.12. Actividad física según PAI (Physical Activity Index).....	151
Tabla 7.13. Esfuerzos máximos resultantes en percentiles 5, 50 y 25.....	169
Tabla 7.14. Fuerzas máximas consideradas por partes de cuerpo y percentil. [Kg x m] en momentos.....	170
Tabla 7.15. Factores aplicados al cálculo de esfuerzos máximos, sexo y nivel de actividad.....	171
Tabla 8.1. Percentiles Antropométricos de la estatura en cm. para población española. INSHT (2001) y distribución de la muestra según sexo y estatura.....	184
Tabla 8.2 . Base de datos Excel(Parte I).....	198
Tabla 8.3 . Base de datos Excel (Parte II).....	199
Tabla 8.4 . Escala de nivel de riesgo para comparar FORCES/ OCRA.....	200
Tabla 8.5 . Variables cualitativas transformadas en variables dicotómicas.....	200
Tabla 8.6 . Distribución de variables cualitativas en escala de tres niveles de riesgo y como variables dicotómicas.....	201
Tabla 8.7 . Pesos asociados a niveles de riesgo. Para estimación de riesgo por carga postural.....	203
Tabla 9.1 . Estudio estadístico descriptivo de las variables utilizadas en comparación FORCES/OCRA.....	206

Tabla 9.2. Test de normalidad de Kolmogorov-Smirnov (negrita no normal).....	207
Tabla 9.3. Coeficiente de correlación FORCES/OCRA.....	208
Tabla 9.4 . ANOVA FORCES/OCRA Lado derecho.	211
Tabla 9.5. Coeficientes de Regresión FORCES/OCRA Lado derecho.....	211
Tabla 9.6. Resumen del modelo de Regresión FORCES/OCRA Lado derecho.	212
Tabla 9.7. Análisis residuos tipificados Regresión FORCES/OCRA Lado derecho.	213
Tabla 9.8. ANOVA FORCES/OCRA Lado izquierdo.	215
Tabla 9.9. Coeficientes de Regresión FORCES/OCRA Lado izquierdo.....	215
Tabla 9.10. Resumen del modelo de Regresión FORCES/OCRA Lado izquierdo.....	216
Tabla 9.11. Análisis residuos tipificados Regresión FORCES/OCRA Lado derecho.	216
Tabla 9.12. Escalas Niveles de Riesgo OCRA y FORCES.....	218
Tabla 9.13. Distribución de casos según nivel de riesgo, escala 3 niveles.....	218
Tabla 9.14. Distribución de casos según nivel de riesgo, escala Dicotómica Riesgo/No Riesgo	219
Tabla 9.15. Tablas de contingencia FORCES/OCRA Derecha.	219
Tabla 9.16. Tablas de contingencia FORCES –OCRA Izquierda	220
Tabla 9.17 . Índice Kappa derecho e Izquierdo. Concordancia FORCES y OCRA	220
Tabla 9.18. Área bajo la curva, lado derecho.	223
Tabla 9.19 . Coordenadas de la Curva ROC FORCES Brazo Dr /OCRA Dr.	224
Tabla 9.20. Área bajo la curva, lado Izquierdo.	225
Tabla 9.21 . Coordenadas de la Curva ROC FORCES Brazo Dr /OCRA Iz.	226
Tabla 9.22 . Estudio descriptivo de las variables utilizadas en comparación FORCES/REBA (parte I).....	227
Tabla 9.23 . Estudio descriptivo de las variables utilizadas en comparación FORCES/REBA (parte II).....	228
Tabla 9.24. Test de normalidad de Kolmogorov-Smirnov (negrita no normal).....	230
Tabla 9.25. Coeficientes de correlación FORCES/REBA.	231
Tabla 9.26. ANOVA FORCES Lumbar/REBA Tronco.	233
Tabla 9.27. Coeficientes de Regresión FORCES Lumbar/REBA Tronco.....	233
Tabla 9.28. Resumen del modelo de Regresión FORCES Lumbar/REBA Tronco.	234
Tabla 9.29. Análisis residuos tipificados Regresión FORCES Lumbar /REBA Tronco.	234
Tabla 9.30. ANOVA FORCES Hombro/REBA Brazo Izquierdo y Derecho.	236
Tabla 9.31. Coeficientes de Regresión FORCES Hombro/REBA Brazo Izquierdo.....	237
Tabla 9.32. Coeficientes de Regresión FORCES Hombro/REBA Brazo Derecho.	237
Tabla 9.33. Resumen del modelo de Regresión FORCES Hombro/REBA Brazo Izquierdo y Derecho	238
Tabla 9.34 . Análisis residuos tipificados Regresión FORCES Hombro/REBA Brazo Izquierdo y Derecho	239

1. ÁMBITO DE LA INVESTIGACIÓN.

El objeto de esta investigación es presentar y describir los fundamentos de un nuevo método de evaluación ergonómica denominado *MOVE Human – Forces* (en adelante *FORCES*) así como exponer el estudio realizado para la validación del mismo. Dicho método está dirigido a evaluar el riesgo musculoesquelético derivado de la realización de tareas repetitivas “a alta frecuencia”, característico de entornos de producción con ciclos de fabricación cortos (1) así como también el riesgo por posturas forzadas. Ha sido desarrollado por el grupo de investigación ID_ERGO (Investigación y Desarrollo en Ergonomía) (2-4), perteneciente al Instituto de Investigación en Ingeniería de Aragón (I3A) de la Universidad de Zaragoza.

El método precisa de un sistema de captura de movimiento basado en sensores inerciales y utilizable en los propios puestos de trabajo, que nos permite trasladar el movimiento capturado a un modelo biomecánico de antropometría similar al sujeto observado. Incluye un motor de cálculo de esfuerzos en las articulaciones, que tiene en cuenta las dimensiones antropométricas del modelo, fuerzas externas realizadas por el trabajador en cada instante, fuerzas de reacción en los puntos de apoyo (en distintas situaciones, sentado o de pie con uno o dos pies apoyados, o con alguna mano apoyada), y considera también las fuerzas de inercia sobre los centros de gravedad de los distintos segmentos corporales, derivadas de las aceleraciones lineales y angulares alcanzadas durante la tarea (2).

Fruto de ese motor de cálculo es posible obtener un riesgo asociado a cada articulación y en cada instante donde se produce un cambio de giro, la suma de esos riesgos será el riesgo total asociado a las distintas articulaciones. El resultado es un método predictivo de riesgo musculoesquelético de la extremidad superior que pretende agilizar significativamente el proceso de análisis, al no requerir tareas manuales, y evitar la subjetividad del evaluador.

El método puede ser utilizado en distintas situaciones:

- Valoración del riesgo de Trastorno Musculoesquelético (en adelante TME) en puestos de trabajo ya existentes.
- Rediseño de puestos de trabajo por motivos de producción y/o por recomendaciones de mejoras ergonómicas.
- Diseño de nuevos puestos de trabajo.

Está enfocado para su aplicación por expertos en Salud Laboral, especialmente los que trabajan en el área de ergonomía de los Servicios de Prevención de Riesgos Laborales. Asimismo, por aquellos profesionales que deban considerar aspectos ergonómicos en el desarrollo de su actividad, desde diseñadores hasta personal responsable de la mejora del rendimiento deportivo.

Teniendo en cuenta que el método que nos ocupa se puede considerar, en sí mismo, como una prueba diagnóstica de la existencia de riesgo de lesión musculoesquelética en trabajadores expuestos a tareas repetitivas, se considera que la metodología más idónea para su validación es la aplicación de un **test “gold standard”**, es decir, proceder a comparar la evaluación obtenida aplicando el nuevo método con la evaluación resultante aplicando el método actualmente más reconocido en este ámbito, en particular con el Método OCRA (5, 6) .

Por otra parte como *FORCES* también predice el riesgo de TME por posturas forzadas lo compararemos con el Método REBA que valora la carga postural (7). Para dicha comparación se aplicarán los métodos en una muestra representativa de puestos de trabajo y se analizarán los resultados.

2. INTRODUCCIÓN.

2.1 ERGONOMÍA.

La Ergonomía puede definirse, según nos propone la Asociación Española de Ergonomía, como “el conjunto de conocimientos de carácter multidisciplinar aplicados para la adecuación de los productos, sistemas y entornos artificiales a las necesidades, limitaciones y características de sus usuarios, optimizando la eficacia, seguridad y bienestar” (8).

Para la Asociación Internacional de Ergonomía, la Ergonomía es “el conjunto de conocimientos científicos aplicados para que el trabajo, los sistemas, productos y ambientes se adapten a las capacidades y limitaciones físicas y mentales de la persona” (9).

Es importante remarcar la multidisciplinariedad de la Ergonomía que se considera más que una ciencia, una metodología o una forma de abordar los problemas y para ello aplica conocimientos e instrumentos de diferentes materias: la Psicología, la Fisiología, la Antropometría y la Biomecánica. Por otra parte y teniendo en cuenta que el objeto de estudio de la Ergonomía son las personas y que la “modelización” del ser humano no puede simplificarse, sino que debe hacerse desde un punto de vista integral; se precisa la participación de profesionales de diferentes ámbitos como médicos, psicólogos, terapeutas ocupacionales, ingenieros, fisioterapeutas, etc. (10)

El prestigioso ergónomo francés Grandjean, definía en 1969 la Ergonomía como el “estudio de los estados intermedios entre bienestar y enfermedad, en función de la carga de trabajo”. Y añadió “La Medicina del trabajo se encarga de proteger la salud del trabajador y la Ergonomía de proteger el bienestar de éste” (11, 12).

En esta misma línea Wisner, un tiempo después, redefinía la misma como “el conjunto de conocimientos científicos relativos al hombre y necesarios para concebir los útiles, máquinas y dispositivos con el fin de utilizarlos con el máximo confort y eficacia” (13).

Entre las múltiples definiciones propuestas destacaremos la de Farrer et al en 1997 quienes al hablar de la misma, señalaban literalmente que “el objetivo común de la Ergonomía es adaptar las diferentes situaciones, tareas, productos, herramientas, organizaciones y el entorno en general a las personas, favoreciendo un uso e interacción adecuada en cada uno de estos aspectos y sin que se produzcan consecuencias adversas para los individuos ya sean usuarios o trabajadores” (14).

La Ergonomía, aplicada al entorno laboral, es básicamente una técnica preventiva que se encuadra dentro de la Prevención de riesgos Laborales y que trata de adecuar el trabajo al trabajador, realizando un análisis integral de los aspectos físicos y psicológicos. (15)

La metodología ergonómica proporciona una mejora significativa de la salud laboral así como beneficios tangibles en la empresa (16). Por una parte beneficios sociales por la mejora de la calidad de las condiciones de trabajo, y por otra, beneficios económicos derivados del incremento de la productividad y disminución de costes por errores, accidentes o bajas laborales (17-19).

En nuestro país la Ley 31/1995, de 8 noviembre de Prevención de Riesgos Laborales (20) obliga a las empresas a realizar evaluaciones de los posibles riesgos ergonómicos en los puestos de trabajo, al igual que se exige para aquellos propios de la Seguridad e Higiene Industrial. Por otra parte, el Real Decreto 39/1997, de 17 de enero, que establece el Reglamento de los Servicios de Prevención (21) y que desarrolla la citada ley, especifica que en una evaluación de riesgos laborales se deben identificar, en primer lugar, todos los riesgos existentes en el puesto de trabajo; relativos a seguridad, higiene, ergonomía y psicología. En segundo lugar, deben valorarse dichos riesgos en función de criterios objetivos y, a partir de esta valoración, plantear las medidas para evitar o reducir al máximo los riesgos identificados.

Dentro de los de riesgos ergonómicos el estudio de la carga física asociada a cada puesto de trabajo, es uno de los aspectos más importantes, debido a que un exceso de la misma puede derivar en fatiga e incluso daños para la salud.

En la medida de la magnitud de la carga física se emplean métodos basados en procedimientos fisiológicos, psicofísicos y biomecánicos, que revisamos brevemente a continuación:

- Fisiológicos: miden la adaptación al esfuerzo a partir de los cambios que realiza el sistema cardiorrespiratorio.
- Psicofísicos: valoran la tolerancia subjetiva del individuo al trabajo físico.
- Biomecánicos: analizan el cuerpo humano y su relación con el exterior (herramientas, máquinas y materiales) y, a través de la utilización de distintos modelos, permiten estimar las tensiones a las que está sometido el sistema musculoesquelético provocadas por fuerzas externas aplicadas o por el propio peso del cuerpo (15).

Los métodos de evaluación ergonómica se fundamentan, en gran medida, en la Biomecánica que es considerada actualmente como una de las disciplinas que aporta información fundamental en el estudio ergonómico de las condiciones de trabajo, y sirve para establecer límites de de seguridad aceptables para el desempeño de las tareas (22-24).

La valoración de riesgos ergonómicos presenta ciertas singularidades, al requerir el uso de métodos específicos y laboriosos, que precisan de un alto grado de preparación y experiencia así como de un tiempo extenso para su aplicación. Son los Técnicos de Prevención de riesgos laborales y también Médicos del Trabajo, quienes deben llevar a cabo este tipo de valoraciones que se realizan de forma cada vez más intensiva, en tiempos reducidos y con recursos limitados. Es por ello que se evidencia una creciente demanda de sistemas de evaluación ergonómica de puestos de trabajo, que permitan realizar una evaluación adecuada y objetiva del riesgo por carga postural con un menor consumo de tiempo y esfuerzo por parte del evaluador.

Esta demanda es la que ha motivado el desarrollo del método FORCES y la que justifica nuestro interés por estudiar su validez, en comparación con otros métodos utilizados en la actualidad.

2.2 BIOMECÁNICA OCUPACIONAL Y ANTROPOMETRÍA.

La Biomecánica se considera una rama de la Bioingeniería o Ingeniería Biomédica. La Bioingeniería es un campo interdisciplinar que utiliza principios y métodos de la ingeniería y de la tecnología para ayudar a comprender, definir y resolver problemas biológicos y/o fisiológicos (23).

La Biomecánica se basa fundamentalmente en la Física, las Matemáticas y la Anatomía. Así, por ejemplo, a través de la mecánica aplicada, se analiza la magnitud y naturaleza de las fuerzas implicadas en las articulaciones y músculos del sistema musculoesquelético (24).

La parte de la Biomecánica más relacionada con la Ergonomía se denomina Biomecánica Ocupacional. Chaffin et al., la definen en 1999 como “el estudio de la interacción física del trabajador con sus herramientas, máquinas y materiales para mejorar el rendimiento del trabajador y a su vez minimizar el riesgo de aparición de trastornos musculoesqueléticos” (25).

La estructura de la Biomecánica Ocupacional sería la que se muestra en el siguiente esquema (Fig. 2.1), en la que aparecen como entradas las aportaciones de las ciencias aplicadas y como salida su utilidad práctica en el diseño de tareas (14).

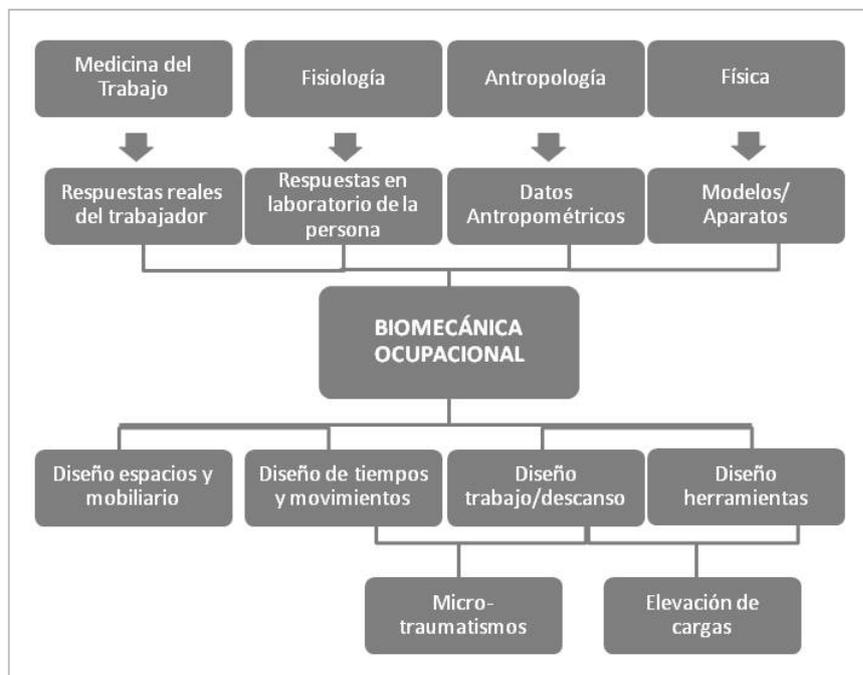


Fig. 2.1 . Estructura de la Biomecánica Ocupacional. Adaptado de Farrer et al 1997.

La Biomecánica Ocupacional proporciona herramientas al ergónomo para realizar comparaciones cuantitativas, que le permiten valorar cuándo la exposición a un factor de riesgo puede resultar dañina. En concreto analiza el aparato locomotor, desde el punto de vista de la mecánica, equiparando cada elemento anatómico - huesos, tendones, músculos y articulaciones - a un componente mecánico con un cometido preciso para llevar a cabo un movimiento determinado.

Se han descrito ángulos límites de confort articulares que no se deberían sobrepasar para evitar tensiones y lesiones de las mismas. Sin embargo, hay que tener en cuenta que cualquier movimiento aunque se realice dentro de este rango, si se repite con mucha frecuencia, puede resultar lesivo (13).

La Antropometría es un pilar fundamental para la Biomecánica y se ocupa del estudio biométrico de las dimensiones del cuerpo humano (26). Actualmente se trata de una disciplina imprescindible en Salud Laboral, sea cual sea la especialidad preventiva que tomemos como referencia (seguridad, higiene, ergonomía y medicina del trabajo). Nos permite establecer medidas estáticas y dinámicas, en población de ambos sexos en edad laboral para conseguir un correcto diseño del puesto de trabajo (15, 19).

Los datos antropométricos se muestran generalmente en percentiles, que expresan el porcentaje de individuos de una población dada con una dimensión corporal igual o menor a un determinado valor (27). Los percentiles más empleados en diseño ergonómico son el P5 y el P95, es decir, que se proyecta para un 90% de los usuarios. Sin embargo, cuando se trata de garantizar la seguridad del usuario, se emplean los P1 y P99 que cubren a la mayor parte de la población (sólo queda fuera un 2%) (28).

Podemos encontrar distintas fuentes de datos antropométricos. Los estudios más importantes sobre Antropometría aplicada a la Ergonomía se efectuaron en los EE.UU y en Europa en las décadas de los 60, 70 y 80. Durante este periodo, se realizaron estudios como el de Kroemer y el de la NASA en 1994 y 1995, tanto sobre población general, como sobre grupos específicos de población laboral, militares etc. (26, 29)

En España, en 2001 el Centro Nacional de Medios de Protección del INSHT elaboró un informe en el que se recogían los datos de las dimensiones antropométricas de la población laboral española (30). Actualmente la fuente de datos antropométricos más importante y fiable está constituida por las tablas que se incluyen en Normas Técnicas (UNE-EN ISO), ya que se basan en una población determinada, y con respecto a una aplicación concreta. Algunas de las normas UNE más relevantes relacionadas con la Antropometría se exponen en la Tabla 2.1.

NORMA	Título
UNE-EN ISO 15534-3:2000	Diseño Ergonómico para la seguridad de las máquinas. Parte 3: Datos Antropométricos.
UNE-EN ISO 15537:2005	Principios para la selección y empleo de personas en el ensayo de aspectos antropométricos de productos y diseños industriales.
UNE-EN ISO 7250-1:2010	Definiciones de las medidas básicas del cuerpo humano para el diseño tecnológico. Parte 1: Definiciones de las medidas del cuerpo y referencias.
UNE-EN ISO 14738:2010	Seguridad de máquinas. Requisitos antropométricos para el diseño de puestos de trabajo asociados a máquinas.
UNE-EN 547-1:1997+A1:2009	Seguridad de las máquinas. Medidas del cuerpo humano. Parte 1: Principios para la determinación de las dimensiones requeridas para el paso de todo el cuerpo en las máquinas.
UNE-EN 547-2:1997+A1:2009	Seguridad de las máquinas. Medidas del cuerpo humano. Parte 2: Principios para la determinación de las dimensiones requeridas para las aberturas de acceso.
UNE-EN 547-3:1997+A1:2008	Seguridad de máquinas. Medidas del cuerpo humano. Parte 3: Datos antropométricos.

Tabla 2.1. Normas técnicas más relevantes en cuanto a diseño antropométrico.

La importancia de la Antropometría era ya destacada por Nordin et al., en 2001 para quien esta disciplina científica sienta las bases para el desarrollo de modelos biomecánicos a partir de los que puede diseñarse el entorno de trabajo, las herramientas y las máquinas adecuadas y libres de riesgos (23).

Se desprende de lo expuesto las posibilidades que ofrecen la Biomecánica y la Antropometría para el estudio de los riesgos musculoesqueléticos en el ámbito laboral, en este sentido, son aspectos que se han considerado especialmente tanto en el diseño como en la validación del nuevo método FORCES

2.3 TRASTORNOS MUSCULOESQUELÉTICOS.

2.3.1 DEFINICIÓN.

Los TME relacionados con el trabajo han sido definidos desde diferentes perspectivas. Algunos investigadores los delimitan y conceptualizan sobre la base exclusiva de la patología clínica asociada o la presencia de síntomas; otros limitan su definición a procesos demostrables “objetivamente”, o bien a la Incapacidad laboral que producen (31-33).

Así la OMS los ha conceptualizado como: “Los problemas de salud del aparato locomotor, es decir, de músculos, tendones, esqueleto óseo, cartílagos, ligamentos y nervios. Esto abarca todo tipo de dolencias, desde las molestias leves y pasajeras hasta las lesiones irreversibles y discapacitantes”. (34)

Otra definición, a tener en cuenta, es la de la Agencia Europea para la Seguridad y la Salud en el Trabajo: “Los TME de origen laboral son alteraciones que sufren estructuras corporales como los músculos, articulaciones, tendones, ligamentos, nervios, huesos y el sistema circulatorio, causadas o agravadas fundamentalmente por el trabajo y los efectos del entorno en el que éste se desarrolla” (35).

Por otra parte, los términos usados en las publicaciones en los diferentes países para describir este tipo de lesiones son muy diversos (en la Tabla 2.2 se recogen algunos de ellos y sus acrónimos correspondientes).

Términos	Acrónimos
Work-Related Musculoskeletal Disorder	MSD o WMSD
Work-Related Upper Limb Disorders	WRULDs
Repetitive Strain Injuries	RSI
Cumulative Trauma Disorders	CTD
Troubles Musculo-Squelettiques	TMS
Trastornos Musculoesqueléticos	TME
Trastornos musculoesqueléticos de origen laboral del cuello y las extremidades superiores	TMOLCE

Tabla 2.2. Algunos de los términos utilizados para describir los Trastornos Musculoesqueléticos.

2.3.2 ETIOPATOGENIA Y SINTOMATOLOGÍA.

Las lesiones músculoesqueléticas relacionadas con el trabajo generalmente se corresponden a trastornos de etiología multifactorial de aparición lenta, de manera que los síntomas aparecen tras una exposición prolongada a los factores de riesgo (36, 37). Se localizan fundamentalmente en los tendones y sus vainas, y pueden dañar o irritar los nervios o alterar el flujo sanguíneo a través de venas y arterias. Son frecuentes en mano-muñeca-brazo, y en el hombro-cuello. En otros casos son las estructuras óseas, principalmente de la columna lumbar, las que se ven más seriamente afectadas (38).

Son varios factores que pueden influir en el riesgo de TME, los cuales se pueden agrupar en: factores físicos y biomecánicos, factores organizativos y psicosociales y factores individuales y personales. Reseñar que tales factores pueden intervenir de forma aislada o combinada(39).

Los TME son, por tanto, producidos o agravados por la realización del trabajo, e incluyen un amplio rango de enfermedades inflamatorias y degenerativas del aparato locomotor (40):

- Inflamación de los tendones (tendinitis y tenosinovitis) especialmente en antebrazo, muñeca, codo y hombro. Aparecen en tareas repetitivas y en las que se requiere mantenimiento de posturas estáticas.
- Mialgias: dolores musculares y limitación funcional, que afectan fundamentalmente al hombro y cuello. Se presentan en trabajos con posiciones estáticas.
- Compresión de los nervios: se producen con mayor frecuencia en muñeca y antebrazo.
- Lesiones degenerativas de columna cervical y lumbar, relacionadas con tareas en la que se realizan manejo manual de cargas y con trabajos con importante carga física. En ocasiones, también pueden aparecer lesiones en cadera o en rodillas.

Los síntomas relacionados con la aparición de alteraciones músculo-esqueléticas incluyen dolor muscular y/o articular, sensación de hormigueo, pérdida de fuerza y disminución de sensibilidad.

En la aparición de los trastornos originados por sobreesfuerzos, posturas forzadas y movimientos repetitivos pueden distinguirse tres etapas (41):

- Presencia de dolor y cansancio durante las horas de trabajo, con mejoría tras el descanso, durante la noche y los fines de semana.
- Comienzo de los síntomas al inicio de la jornada laboral, sin desaparecer por la noche, dificultando incluso el sueño y disminuyendo la capacidad de trabajo.
- Persistencia de los síntomas durante los periodos de descanso, dificultando la realización de tareas, incluso las más triviales.

Dado que después de hacer un esfuerzo físico es normal que se experimente cierta fatiga, los síntomas aparecen como molestias propias de la vida normal. Aún así, la intensidad y la duración del trabajo pueden guardar relación con posibles alteraciones, aumentando el riesgo de un modo progresivo (26, 42).

De acuerdo con lo expuesto anteriormente, una adecuada evolución de los trastornos músculo-esqueléticos dependerá en gran parte de un diagnóstico precoz y de un tratamiento correcto, por lo que debe considerarse fundamental la actuación precoz, en cuanto sean detectados los primeros síntomas por parte del Servicio de Vigilancia de la Salud.

Canadian Occupational Safety and Health (CCOSH) identifica los síntomas de algunos de los principales TME, tal y como se presenta en la Tabla 2.3 (43).

Trastornos	Factores de riesgo	Síntomas
Tendinitis/tenosinovitis	<ul style="list-style-type: none"> - Movimientos repetidos de muñeca. - Movimientos repetidos de hombro. - Hiperextensión mantenida de brazos. - Carga prolongada en los hombros. 	Dolor, debilidad, inflamación, ardor, dolor sordo en el área afectada.
Epicondilitis (Tendinitis del codo)	Esfuerzos repetidos en rotación del antebrazo y flexión de la muñeca al mismo tiempo.	Dolor, debilidad, inflamación, sensación de quemazón o dolor sordo en el área afectada.
Síndrome Túnel del Carpo	Movimientos repetidos de muñeca.	Dolor, entumecimiento, hormigueo, ardor, atrofia de los músculos en la base del pulgar, debilidad de agarre.
Enfermedad de DeQuervain	Rotaciones repetitivas de la mano y agarre de fuerza.	Dolor en la base del pulgar.
Síndrome del Desfiladero Torácico	<ul style="list-style-type: none"> - Flexión mantenida del hombro. - Extender los brazos por encima de la altura del hombro. - Transporte de cargas. 	Dolor, entumecimiento, inflamación de las manos.
Síndrome Cervical por tensión	Mantenimiento de posturas incorrectas del cuello	Dolor

Tabla 2.3. *Work Related Musculoskeletal Disorders, Symptoms and Risk Factors. Tomado de CCOSH (2013).*

2.3.3 CLASIFICACIÓN DE LOS TME SEGÚN SU LOCALIZACIÓN.

Los TME se pueden clasificar según la estructura anatómica afectada (42, 44). Se describen a continuación algunos de los TME más frecuentes según su localización, basándonos en publicaciones del portal de trastornos musculoesqueléticos del INSHT y de la Enciclopedia de la OIT (45, 46).

2.3.3.1 TME del Miembro Superior.

Hombro:

- **Tendinitis del manguito de los rotadores:** corresponde a la inflamación de los tendones que rodean la cápsula articular de la articulación glenohumeral y que se insertan en el tubérculo mayor y menor del húmero. Los músculos que forman este manguito son: infraespinoso, teres menor; subescapular; y el supraespinoso. Los tendones de estos músculos son los responsables de los principales movimientos del hombro (47).

La inflamación de los tendones de los músculos del hombro puede presentarse por el uso repetitivo de los movimientos de rotación y, en particular, por abducción. El área por la que discurren los tendones es estrecha y ello provoca el rozamiento, por ejemplo con superficies óseas como la del acromion. A largo plazo esta inflamación puede conducir a desgarros e incluso rotura de alguno de los tendones del manguito de los rotadores (45, 48).

Se presenta con frecuencia en el ámbito laboral debido a movimientos repetidos del hombro, pero también puede producirse por traumatismos, por enfermedades degenerativas y/o reumáticas y además está influenciado por la anatomía del paciente. Para su prevención se evitarán tareas que requieran el trabajo por encima del nivel de hombros y las posturas de flexión o abducción forzadas durante un tiempo significativo de la tarea (46).

- **Bursitis Subdeltoidea o Subescapular:** se trata de una inflamación de la bursa asociada a trabajos que requieren que el codo esté en posición elevada(45, 46).
- **Lesiones Nerviosas:** pueden afectar al nervio subescapular o al nervio circunflejo (45, 46).

Brazo-Codo:

- **Epicondilitis lateral o “codo de tenista”:** es una lesión por esfuerzo repetitivo en el movimiento de pronación-supinación forzada, en la que se inflaman los tendones de los músculos de la cara externa del codo (los músculos extensores de los dedos y la muñeca, y los supinadores del antebrazo) (45, 47, 49).

Para prevenirla hay que evitar las posturas prolongadas de extensión de muñeca, y los movimientos forzados de pronación – supinación, ya que ello contribuye al aumento de la tensión de los tendones que se insertan en el epicóndilo (46, 50) .

- **Epicondilitis Medial, Epitrocleitis o “codo del golfista”:** irritación de las inserciones en el codo de los tendones de los flexores. Asociado a rotación del antebrazo y flexión de muñeca, es una lesión por esfuerzo repetido en el movimiento de supinación forzada (45, 49).

Se deben evitar las posturas mantenidas de flexión de muñeca y los movimientos forzados de pronación y supinación ya que esto contribuye a aumentar la tensión de los tendones que se insertan en la epitroclea (46, 50).

- **Tendinitis Bicipital:** inflamación de la porción larga del bíceps. Provocado al flexionar el codo, levantar cargas o supinar el antebrazo contra resistencia (46).

Muñeca-Mano:

- **Síndrome del túnel carpiano:** se presenta por la compresión del nervio mediano a su paso por el túnel del carpo. Así llamado, se trata de un canal o espacio osteofibroso, formado por los huesos del carpo y por el ligamento transversal del carpo. A través de este canal pasan los tendones de los músculos flexores superficiales y profundos de los dedos y el nervio mediano. La inflamación de los tendones y sus vainas sinoviales provoca una compresión del nervio mediano que puede causar alteraciones motoras y sensitivas en la mano. Esta enfermedad suele aparecer con mayor frecuencia en las mujeres (8%), que en los varones (0,6%) (45, 51).

Para su prevención se evitaban posturas prolongadas de flexión y extensión de muñeca, ya que contribuyen a aumentar la presión dentro del túnel del carpo y mantener siempre que sea posible la muñeca en posición neutral (42, 46, 50, 52) .

- **Enfermedad de De Quervain:** causada por fricción excesiva en los tendones del pulgar. Se deben evitar presiones repetidas y de fuerza con el pulgar (45, 46).
- **Dedo en gatillo o resorte:** se produce cuando los tendones flexores de los dedos de la mano se ven atrapados por las poleas que los contienen, produciendo un salto doloroso al movimiento. Se denomina tenosinovitis estenosante de los tendones flexores. La vaina sinovial del tendón está inflamada y por ello el tendón se encuentra bloqueado. Esta enfermedad está asociada al uso de herramientas con agarre de bordes agudos (45-47).

2.3.3.2 TME más frecuentes en la Espalda.

- **Síndrome Cervical por tensión:** cuadro clínico doloroso producido por una contractura muscular persistente en la región cervical posterior, que afecta a uno o varios músculos. Los músculos que con mayor frecuencia se afectan son el trapecio y el elevador de la escápula (46).

Este síndrome puede desencadenarse por una sobrecarga de trabajo, el uso repetitivo de los músculos o las posturas forzadas de cuello mantenidas durante un período prolongado de tiempo. En ocasiones la contractura muscular puede ser síntoma de una enfermedad de base, como la artrosis de la columna cervical, hernias o protrusiones discales.

Para prevenirlo se deben evitar (17, 42, 46, 50):

- Las tareas por encima del nivel de hombros o de la cabeza, así como la postura forzada de extensión de cuello.
- Las posiciones de trabajo en las que se mantiene la postura forzada de flexión del cuello durante largos periodos de tiempo.
- La flexión o abducción forzada de los hombros durante un tiempo significativo.
- **Lumbalgia:** es una contractura dolorosa y persistente de los músculos de la zona lumbar. Suele manifestarse en personas que están sometidas a sobrecargas continuadas de la musculatura lumbar, como la manipulación de cargas y también puede aparecer cuando se permanece largos periodos de tiempo sentado en posición incorrecta o bien se mantienen posturas forzadas de forma prolongada. La lumbalgia puede producirse también como un accidente por un esfuerzo importante en donde se pueden lesionar las estructuras blandas u óseas de la columna (45, 46).

Para prevenir la lumbalgia se debe evitar el esfuerzo lumbar repetido, mantener posturas forzadas y si la actividad laboral lo demanda, intentar cambiar de postura periódicamente. En el caso que la tarea precise manipulación manual de cargas, ésta deberá realizarse con técnicas adecuadas (por ejemplo: carga próxima al cuerpo y espalda recta; ayuda de otra persona y/o utilización de medios técnicos si es preciso) y evitar la exposición a esta tarea por largos periodos (17, 42, 46, 50).

2.3.3.3 TME más Frecuentes en la Extremidad Inferior.

–**Bursitis prepatelar:** se trata de la inflamación de la cara anterior de la rodilla. En ésta existen varias bolsas sinoviales cuya función es dispersar las tensiones que generan los tendones. La bursa prepatelar, que se encuentra ubicada directamente entre la superficie cutánea, la cara ventral de la patela y el ligamento patelar, puede inflamarse debido a la frecuencia y la repetición de la presión de la patela o rótula (45, 46).

La inflamación se produce por el roce excesivo o por la descarga de peso directa sobre la rótula al arrodillarse durante periodos prolongados. Se deben evitar las posiciones de trabajo en las que se mantienen la/s rodilla/s en flexión y apoyadas sobre una superficie dura (45, 46).

Nunes y McCauley resumen de forma muy didáctica algunos de los TME más significativos, tomando en consideración la parte del cuerpo y estructura anatómica afectada, tal y como se reproduce en la Tabla 2.4 (53).

Body part Affected structure	WMSD							
	Neck	Shoulder	Elbow	Wrist/ Hand	Lumbar area	Hip/ Thigh	Knee	Leg/ Foot
Tendons and sheaths		Shoulder Tendonitis	Epicondylitis	De Quervain Disease Tenosynovitis Wrist / Hand Synovial Cyst Trigger Finger		Piriformis Syndrome	Pre-patellar Tendonitis Shin splints Infra-patellar Tendonitis	Achilles Tendonitis
Bursa/ capsule		Shoulder Bursitis Frozen Shoulder (adhesive capsulitis)	Olecranon Bursitis					
Muscles	Tension Neck Syndrome					Trochanteritis		
Nerves	Cervical Spine Syndrome	Thoracic Outlet Syndrome	Radial Tunnel Syndrome Cubital Tunnel Syndrome	Carpal Tunnel Synd. Guyon's Canal Synd. Hand-Arm Syndrome (Raynaud Syndrome) Hypothenar Hammer Syndrome	Low Back Pain	Piriformis Syndrome		
Blood vessels								
Bone/ cartilage						Sacroiliac Joint Pain	Pre-patellar Tendonitis	

Tabla 2.4. TME según parte del cuerpo y estructura anatómica. Tomado de Nunes y McCauley (2012).

2.3.4 LOS TME COMO CONTINGENCIA PROFESIONAL.

Las contingencias profesionales de carácter musculoesquelético incluyen un grupo de patologías que pueden ser consideradas como accidente de trabajo (AT) o como enfermedad profesional (EP). No obstante, se considerarán como tales, sólo cuando existe una relación probada entre el hecho y la consecuencia y se cumplen los requisitos que establece el Real Decreto Ley 1/94 de 20 de Junio por el que se aprueba el Texto Refundido de la Ley General de la Seguridad Social (TRLGSS) (54). Además, en el caso de las enfermedades profesionales habrá que tener en cuenta a tal efecto lo establecido por el Real Decreto 1299/2006 de 10 de noviembre, por el que se aprueba el cuadro de enfermedades profesionales y se establecen criterios para su notificación y registro.

La calificación de una lesión como accidente de trabajo o como enfermedad profesional, precisará de una identificación de las condiciones o riesgos propios del trabajo que han causado la misma. En el caso de que éstas sean de carácter no traumático es fundamental que el personal médico disponga de información del puesto de trabajo, aspecto que no es obligatorio en la actualidad y que debería ser condición necesaria para la correcta determinación de estas contingencias, sobre todo, teniendo en cuenta que según la legislación vigente (20), todos los puestos de trabajo deben disponer de una evaluación de riesgos y esa evaluación requiere un análisis de las mismas (55).

Las contingencias profesionales se definen a continuación:

2.3.4.1 Accidente de Trabajo.

Desde un enfoque preventivo, se considera como accidente de trabajo todo suceso anormal, no querido ni deseado, que se presenta de forma brusca e inesperada y que normalmente es evitable, pudiendo causar daños a la salud de los trabajadores.

El Artículo 115 del T.R.L.G.S.S (54) lo define:

“Se entiende por accidente de trabajo toda lesión corporal que el trabajador sufra con ocasión o por consecuencia del trabajo que ejecute por cuenta ajena.

Tendrán la consideración de accidentes de trabajo:

- a. Los que sufra el trabajador al ir o al volver del lugar de trabajo.*
- b. Los que sufra el trabajador con ocasión o como consecuencia del desempeño de cargos electivos de carácter sindical, así como los ocurridos al ir o al volver del lugar en que se ejerciten las funciones propias de dichos cargos.*
- c. Los ocurridos con ocasión o por consecuencia de las tareas que, aun siendo distintas a las de su categoría profesional, ejecute el trabajador en cumplimiento de las órdenes del empresario o espontáneamente en interés del buen funcionamiento de la empresa.*
- d. Los acaecidos en actos de salvamento y en otros de naturaleza análoga, cuando unos y otros tengan conexión con el trabajo.*
- e. Las enfermedades, no incluidas en el artículo siguiente, que contraiga el trabajador con motivo de la realización de su trabajo, siempre que se pruebe que la enfermedad tuvo por causa exclusiva la ejecución del mismo.*
- f. Las enfermedades o defectos, padecidos con anterioridad por el trabajador, que se agraven como consecuencia de la lesión constitutiva del accidente.*
- g. Las consecuencias del accidente que resulten modificadas en su naturaleza, duración, gravedad o terminación, por enfermedades intercurrentes, que constituyan complicaciones derivadas del proceso patológico determinado por el accidente mismo o tengan su origen en afecciones adquiridas en el nuevo medio en que se haya situado el paciente para su curación.”*

Los accidentes de trabajo se declaran desde la aprobación de la Orden TAS/2926 del año 2002 a través del sistema de Declaración Electrónica de Trabajadores Accidentados conocido como Delt@ (56).

La frontera entre los accidentes de trabajo y las enfermedades profesionales no siempre es nítida, lo que dificulta su calificación, por ello la Dirección General de Ordenación de la Seguridad Social, en la Orden TIN/1448/2010, de 2 de junio, por la que se desarrollaba el Real Decreto 404/2010, de 31 de marzo, por el que se regula el establecimiento de un sistema de reducción de las cotizaciones por contingencias profesionales a las empresas que hayan contribuido especialmente a la disminución y prevención de la siniestralidad laboral, contempla una nueva figura denominada: Patologías No Traumáticas de la Seguridad Social (PANOTRATSS), con el fin de facilitar *“el seguimiento de la salud y seguridad en el trabajo y promover la eficacia de la reglamentación en dicho ámbito, así como para contribuir a la prevención de los riesgos laborales”*.

La citada Dirección General comunicó posteriormente las siguientes instrucciones que aclaran qué patologías pueden ser incluidas bajo el término de PANOTRATSS:

- El accidente ha de haber sido reconocido como laboral, por lo que será preciso bien el parte de accidente de trabajo con baja o la relación de accidentes sin baja médica en la que se incluya el mismo.
- La patología originada por el trabajo ha de ser de origen no traumático (no súbito).
- Sólo se comunicarán las enfermedades que se encuentren en los apartados e) y f) mencionados anteriormente.

2.3.4.2 Enfermedad Profesional.

La enfermedad profesional habitualmente proviene del deterioro lento y paulatino de la salud del trabajador, producido por una exposición crónica a condiciones de trabajo adversas.

Según el Artículo 116 del T.R.L.G.S.S (54): *“Se entenderá por enfermedad profesional la contraída a consecuencia del trabajo ejecutado por cuenta ajena en las actividades que se especifiquen en el cuadro que se apruebe por las disposiciones de aplicación y desarrollo de esta Ley, y que esté provocada por la acción de los elementos o sustancias que en dicho cuadro se indiquen para cada enfermedad profesional”*.

El cuadro de enfermedades profesionales, actualmente vigente, con la consiguiente especificación de las actividades principales causantes de las mismas, es el que figura en el Real Decreto 1299/2006 de 10 de noviembre, por el que se aprueba el cuadro de enfermedades profesionales y se establecen criterios para su notificación y registro (57). Estas deben ser tramitadas de forma electrónica desde el año 2007 (58) por medio del sistema CEPROSS (Comunicación de Enfermedades Profesionales de la Seguridad Social).

Por tanto, los TME considerados contingencia profesional serán:

- Las **enfermedades profesionales** de etiología musculoesquelética con y sin baja, que presenten Código de enfermedad profesional comprendido entre el 2B y 2G (Grupo 2), según la relación que se incluye en el Anexo 1 del R.D. 1299/2006.
- Los **accidentes de trabajo** que en la comunicación Delt@ conste en *“forma de contacto”* el código 71 (*“sobreesfuerzos físicos sobre el sistema musculoesquelético”*).

En el citado RD 1299/06, las enfermedades profesionales causadas por agentes físicos constituyen el Grupo 2 y, dentro del mismo, se incluyen los TME, destacando la importancia de los mismos en el entorno laboral por el elevado número de lesiones musculoesqueléticas que se recogen en la citada lista. En la Tabla 2.5, Tabla 2.6, Tabla 2.7, Tabla 2.8 y Tabla 2.9 se reproduce lo establecido en el

RD1299/2006 de 10 de noviembre, por el que se aprueba el cuadro de enfermedades profesionales y se establecen criterios para su notificación y registro.

B Enfermedades osteoarticulares o angioneuróticas provocadas por las vibraciones mecánicas	
1 Afectación Vascular	
2B0101	Trabajos en los que se produzcan: vibraciones transmitidas a la mano y al brazo por gran número de máquinas o por objetos mantenidos sobre una superficie vibrante (gama de frecuencia de 25 a 250 Hz), como son aquellos en los que se manejan maquinarias que transmitan vibraciones, como martillos neumáticos, punzones, taladros, taladros a percusión, perforadoras, pulidoras, esmeriles, sierras mecánicas, desbrozadoras.
2B0102	Utilización de remachadoras y pistolas de sellado.
2B0103	Trabajos que exponen al apoyo del talón de la mano de forma reiterativa, percutiendo sobre un plano fijo y rígido, así como los choques transmitidos a la eminencia hipotenar por una herramienta percutante.
2 Afectación osteoarticular	
2B0201	Trabajos en los que se produzcan: vibraciones transmitidas a la mano y al brazo por gran número de máquinas o por objetos mantenidos sobre una superficie vibrante (gama de frecuencia de 25 a 250 Hz), como son aquellos en los que se manejan maquinarias que transmitan vibraciones, como martillos neumáticos, punzones, taladros, taladros a percusión, perforadoras, pulidoras, esmeriles, sierras mecánicas, desbrozadoras.
2B0202	Utilización de remachadoras y pistolas de sellado.
2B0203	Trabajos que exponen al apoyo del talón de la mano de forma reiterativa, percutiendo sobre un plano fijo y rígido, así como los choques transmitidos a la eminencia hipotenar por una herramienta percutante.

Tabla 2.5. TME, listado de enfermedades profesionales aprobado en el RD 1299/2006 (Parte I).

C Enfermedades provocadas por posturas forzadas y movimientos repetitivos en el trabajo; enfermedades de las bolsas serosas debida a la presión, celulitis subcutáneas	
1 Bursitis crónica de las sinoviales ó de los tejidos subcutáneos de las zonas de apoyo de las rodillas	
2C0101	Trabajos que requieran habitualmente de una posición de rodillas mantenidas como son trabajos en minas, en la construcción, servicio doméstico, colocadores de parquet y baldosas, jardineros, talladores y pulidores de piedras, trabajadores agrícolas y similares.
2 Bursitis glútea, retrocalcánea, y de la apófisis espinosa de C7 y subacromiodeltoideas.	
2C0201	Trabajos en la minería y aquellos que requieran presión mantenida en las zonas anatómicas referidas
3 Bursitis de la fascia anterior del muslo.	
2C0301	Zapateros y trabajos que requieran presión mantenida en cara anterior del muslo
4 Bursitis maleolar externa	
2C0401	Sastrería y trabajos que requieran presión mantenida en región maleolar externa.
5 Bursitis preesternal	
2C0501	Carpintero y trabajos que requieran presión mantenida en región preesternal
6 Higroma crónico del codo	
2C0601	Trabajos que requieren de un apoyo prolongado sobre la cara posterior del codo

Tabla 2.6. TME, listado de enfermedades profesionales aprobado en el RD 1299/2006 (Parte II).

D Enfermedades provocadas por posturas forzadas y movimientos repetitivos en el trabajo; enfermedades por fatiga e inflamación de las vainas tendinosas, de tejidos peritendinosos e inserciones musculares y tendinosas:	
1	Hombro: patología tendinosa crónica de maguito de los rotadores
2D0101	Trabajos que se realicen con los codos en posición elevada o que tensen los tendones o bolsa subacromial, asociándose a acciones de levantar y alcanzar; uso continuado del brazo en abducción o flexión, como son pintores, escayolistas, montadores de estructuras.
2	Codo y antebrazo: epicondilitis y epitrocleitis
2D0201	Trabajos que requieran movimientos de impacto o sacudidas, supinación o pronación repetidas del brazo contra resistencia, así como movimientos de flexoextensión forzada de la muñeca, como pueden ser: carniceros, pescaderos, curtidores, deportistas, mecánicos, chapistas, caldereros, albañiles.
3	Muñeca y mano: tendinitis del abductor largo y extensor corto del pulgar (T. De Quervain), tenosinovitis estenosante digital (dedo en resorte), tenosinovitis del extensor largo del primer dedo
2D0301	Trabajos que exijan aprehensión fuerte con giros o desviaciones cubitales y radiales repetidas de la mano, así como movimientos repetidos o mantenidos de extensión de la muñeca

Tabla 2.7. TME, listado de enfermedades profesionales aprobado en el RD 1299/2006 (Parte III).

E Enfermedades provocadas por posturas forzadas y movimientos repetitivos en el trabajo	
1	Arrancamiento por fatiga de las apófisis espinosa
2E0101	Trabajos de apaleo o de manipulación de cargas pesadas

Tabla 2.8. TME, listado de enfermedades profesionales aprobado en el RD 1299/2006 (Parte IV).

F	Enfermedades provocadas por posturas forzadas y movimientos repetitivos en el trabajo: parálisis de los nervios debidos a la presión:
1	Síndrome del canal epitrocleo-olecraniano por compresión del nervio cubital en el codo
2F0101	Trabajos en los que se produzca un apoyo prolongado y repetido de forma directa o indirecta sobre las correderas anatómicas que provocan lesiones nerviosas por compresión. Movimientos extremos de hiperflexión y de hiperextensión. Trabajos que requieran apoyo prolongado en el codo.
2	Síndrome del túnel carpiano por compresión del nervio mediano en la muñeca.
2F0201	Trabajos en los que se produzca un apoyo prolongado y repetido de forma directa o indirecta sobre las correderas anatómicas que provocan lesiones nerviosas por compresión. Movimientos extremos de hiperextensión e hiperflexión de la muñeca, de aprehensión de la mano como lavaderos, cortadores de tejidos y material plástico y similares, trabajos de montaje (electrónica, mecánica), industria textil, mataderos (carniceros, matarifes), hostelería (camareros, cocineros), soldadores, carpinteros, pulidores, pintores.
3	Síndrome del canal de Guyon por compresión del nervio cubital en la muñeca
2F0301	Trabajos en los que se produzca un apoyo prolongado y repetido de forma directa o indirecta sobre las correderas anatómicas que provocan lesiones nerviosas por compresión. Movimientos extremos de hiperflexión y de hiperextensión. Trabajos que entrañen compresión prolongada en la muñeca o de una presión mantenida o repetida sobre el talón de la mano, como ordeño de vacas, grabado, talla y pulido de vidrio, burilado, trabajo de zapatería, leñadores, herreros, peleteros, lanzadores de martillo, disco y jabalina.
4	Síndrome de compresión del ciático poplíteo externo por compresión del mismo a nivel del cuello del peroné
2F0401	Trabajos en los que se produzca un apoyo prolongado y repetido de forma directa o indirecta sobre las correderas anatómicas que provocan lesiones nerviosas por compresión. Movimientos extremos de hiperflexión y de hiperextensión. Trabajos que requieran posición prolongada en cuclillas, como empedradores, soladores, colocadores de parqué, jardineros y similares
5	Parálisis de los nervios del serrato mayor, angular, romboides, circunflejo.
2F0501	Trabajos en los que se produzca un apoyo prolongado y repetido de forma directa o indirecta sobre las correderas anatómicas que provocan lesiones nerviosas por compresión. Movimientos extremos de hiperflexión y de hiperextensión. Trabajos que requieran carga repetida sobre la espalda de objetos pesados y rígidos, como mozos de mudanzas, empleados de carga y descarga y similares.
6	Parálisis del nervio radial por compresión del mismo
2F0601	Trabajos en los que se produzca un apoyo prolongado y repetido de forma directa o indirecta sobre las correderas anatómicas que provocan lesiones nerviosas por compresión. Movimientos extremos de hiperflexión y de hiperextensión. Trabajos que entrañen contracción repetida del músculo supinador largo, como conductores de automóviles, presión crónica por uso de tijera
G	Enfermedades provocadas por posturas forzadas y movimientos repetitivos en el trabajo
1	Lesiones del menisco por mecanismos de arrancamiento y compresión asociadas, dando lugar a fisuras o roturas completas
2G0101	Trabajos que requieran posturas en hiperflexión de la rodilla en posición mantenida en cuclillas de manera prolongada como son: Trabajos en minas subterráneas, electricistas, soladores, instaladores de suelos de madera, fontaneros

Tabla 2.9. TME, listado de enfermedades profesionales aprobado en el RD 1299/2006 (Parte V).

2.3.5 FACTORES DE RIESGO.

Según el artículo 4.7 de la Ley 31/95 de Prevención de Riesgos Laborales (20) un factor de riesgo es un elemento que está presente dentro de las condiciones de trabajo y, además, está asociado a un problema de seguridad y de salud del trabajador. En este sentido, el factor de riesgo puede ser directamente responsable, actuar como desencadenante o bien generar las condiciones adecuadas para que se desarrolle el riesgo.

La presencia del factor de riesgo no implica que el daño se materialice pero, sin duda, supone la existencia de una mayor probabilidad de desarrollar una patología en trabajadores expuestos al mismo. Por otra parte, las características individuales del trabajador e historial profesional, podrán contribuir a que las consecuencias sean diferentes para las mismas exposiciones (59).

Aunque su etiología no sea perfectamente conocida, la mayoría de los autores reconocen un origen multifactorial para los TME, así como la importancia de la interacción de factores biomecánicos, psicosociales e individuales en su génesis (60, 61).

La evidencia científica no es concluyente en este punto, en parte debido a la dificultad a la hora de comparar los resultados de distintos estudios por las grandes diferencias de prevalencia de TME encontradas (62).

En este mismo sentido podemos citar la aportación de Da Costa y Vieira en 2010 quienes, en su revisión de TME relacionados con el trabajo, concluyen que la mayoría de los estudios que identifican la relación entre los factores de riesgo físico y la aparición de patología musculoesquelética presentan algún defecto metodológico o adolecen de una cuantificación imprecisa de la exposición física como factor de riesgo (63).

A pesar de todo lo anterior, actualmente se considera que son varios los factores que contribuyen a aumentar el riesgo de TME y entre ellos: factores físicos y biomecánicos, factores organizativos y psicosociales, así como factores individuales y personales (Tabla 2.10). Además se acepta que, por lo general, más de uno de estos factores se hallará implicado en su aparición (35).

Factores físicos:
Aplicación de fuerza (levantamiento, tracción, empuje y uso de herramientas).
Movimientos repetitivos.
Posturas forzadas y estáticas.
Presión directa sobre herramientas y superficies.
Vibraciones.
Entornos fríos o excesivamente calurosos.
Iluminación insuficiente.
Niveles de ruido elevados que pueden causar tensiones en el cuerpo.
Factores organizativos y psicosociales:
Trabajo prolongado sin posibilidad de descansar.
Trabajo con un alto nivel de exigencia, falta de control y escasa autonomía.
Bajo nivel de satisfacción en el trabajo.
Trabajo repetitivo y monótono a un ritmo elevado.
Falta de apoyo por parte de los compañeros, supervisores y directivos.
Factores individuales:
Historial médico (lesiones previas).
Capacidad física.
Edad.
Obesidad.
Tabaquismo.
Falta de experiencia, formación o familiaridad con el trabajo.

Tabla 2.10. Factores de riesgo TME según Agencia Europea para la seguridad y salud en el trabajo (2007).

A continuación se analizan aquellos factores que se asumen relacionados con el trabajo que nos ocupa, en concreto los siguientes factores físicos o biomecánicos: la postura y tipo de movimiento, la frecuencia de repetición del movimiento, la fuerza ejercida y otros factores adicionales (vibraciones, precisión de movimiento, exposición al frío, etc.) (35).

2.3.5.1 Postura y Tipo de Movimiento.

Las posturas y movimientos extremos de las articulaciones, las posturas mantenidas durante determinado tiempo (incluso si no son extremas) y los movimientos altamente repetitivos, se consideran como factores básicos en el desarrollo de los trastornos músculo-esqueléticos (64).

Existen actividades en las que el trabajador debe asumir una variedad de posturas que, si son inadecuadas, pueden provocar un estrés biomecánico significativo en diferentes articulaciones, así como en sus tejidos blandos adyacentes. Entendemos por tales posturas, las posiciones del cuerpo fijas, las que sobrecargan los músculos y tendones, las que afectan a las articulaciones de una manera asimétrica y las que producen carga estática en la musculatura.

Diferentes estudios han confirmado la relación entre el riesgo de desarrollo de TME y las posturas inadecuadas, así Van Nieuwenhuysse et al. en 2006 consideraban que trabajar flexionado o con rotación del cuerpo durante más de 2 horas al día constituye un importante factor de riesgo (65). Por otra parte, Hoogendoorn et al. habían demostrado previamente que mantener durante más de 15 minutos una flexión y rotación del tronco de más de 30º aumenta el riesgo de lesión, y comprueba diferencias con un mantenimiento de esa postura inferior a 5 min (66). Ariëns et al. en el mismo año

2002 habían evidenciado un incremento en el riesgo de desarrollar lesiones en el cuello y el hombro, cuando se realizan rotaciones frecuentes de la primera de esas estructuras anatómicas (67). Por otro lado, a lo largo de los años, un buen número de autores han concluido que trabajar en postura no neutra de manos y / o brazos supone un factor de riesgo musculoesquelético (68-71). Todos estos resultados han venido a poner de manifiesto la importancia de los aspectos posturales en el desarrollo de TME relacionados con el trabajo (72).

A pesar del conocimiento de tales hechos, los trabajos de investigación no proponen un **modelo único** que permita establecer unos valores límite que protejan a los trabajadores de los efectos de las cargas posturales. Tan solo las normas UNE-EN 1005-4:2005 e ISO 11226:2000 sobre Evaluación de las posturas y movimientos de trabajo en relación con las máquinas, han establecido ciertas aproximaciones que sientan las bases a partir de las cuales valorar el riesgos por carga postural en el trabajo (73, 74).

Estas normas establecen una serie de límites del movimiento articular para el tronco, cabeza, extremidad superior y extremidad inferior, así como recomiendan el tiempo de recuperación adecuado para cada postura. Además, definen como postura de trabajo **estática** aquella que se mantiene **durante más de 4 segundos** y en la que se pueden producir ligeras variaciones del nivel de fuerza generado por los músculos y otras estructuras corporales.

Las actuaciones para disminuir la carga estática se centran en tres aspectos: la mejora de la postura, la disminución de la fuerza y la realización de pausas de descanso adecuadas. Este último aspecto había sido también especialmente considerado ya en 1999 por Douwes et al. y en 2001 por Dababneh et al. (75, 76)

Describiremos a continuación los límites establecidos en las normas técnicas mencionadas para el hombro y para el tronco.

En el caso del hombro, se establece que las posturas que no exceden los 20° en cuanto a separación, son aceptables, llamada zona 1, mientras que la extensión (zona 4) se considera inaceptable independientemente del grado de amplitud del movimiento, se establecen además niveles intermedios, en las zonas 2 y 3 (Fig. 2.2).

Se recomienda mantener posturas de trabajo con los brazos caídos, es decir en la zona 1, en particular si:

- El tiempo de mantenimiento de la postura es prolongado.
- No hay un tiempo suficiente de recuperación.
- El apoyo corporal no es correcto.
- Si la frecuencia de movimientos es elevada.



Fig. 2.2. Flexión-extensión y Separación del Hombro

También la norma UNE-EN 1005-4:2005 establece también criterios de “aceptabilidad” postural para el tronco que debe ser evaluado considerando la flexión, extensión, lateralización y rotación del mismo (Fig. 2.3 y Fig. 2.4).

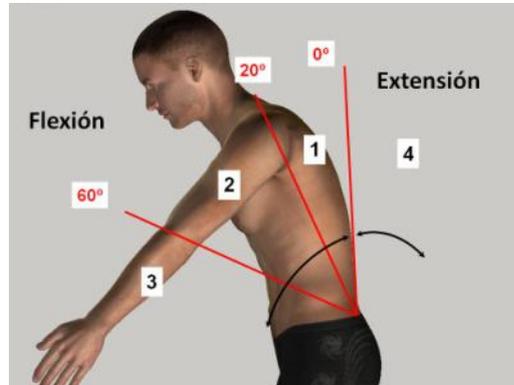


Fig. 2.3. Flexión extensión de la espalda.



Fig. 2.4. Rotación y Lateralización de la espalda.

Se recomienda mantener posturas de trabajo con la espalda erguida (zona 1), en particular si el tiempo de mantenimiento de la postura es prolongado, requiriendo además una postura estática sin el adecuado tiempo de recuperación, o sin un apoyo corporal correcto o si la frecuencia de movimientos es alta.

La zona 2 será aceptable si existe un apoyo correcto de toda la espalda. Cuando esto no es posible, la “aceptabilidad” dependerá de la duración de la postura y del periodo de recuperación. La zona 3 y la 4 sólo se consideran aceptables si existe un apoyo adecuado de toda la espalda. En cuanto a la inclinación lateral y la rotación, no es aceptable cuando supera los 10° o más, excepto si se mantiene poco tiempo (Fig. 2.5).

En general, según la norma ISO 11226:2000 y la UNE-EN 1005-4:2005, **no se consideran aceptables:**

- Posturas estáticas que se consideran “penosas”, como curvatura en la zona lumbar (en posición de sentado), extensión de la rodilla y/o rodilla levantada, sin estar la espalda inclinada hacia atrás (posición sentado), rodilla doblada (en bipedestación), hombros levantados, distribución no simétrica del cuerpo sobre ambos pies (en bipedestación) y posiciones de las articulaciones próximas al rango extremo de movilidad.
- Mantenerse en un rango de movimiento intermedio durante un periodo de tiempo mayor que el de mantenimiento máximo aceptable, lo que se calcula según la gráfica representada en la Fig. 2.5.

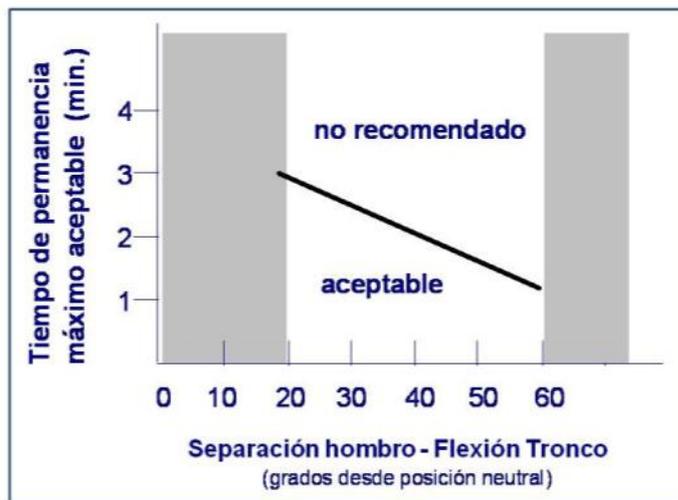


Fig. 2.5. Tiempo máximo aceptable de mantenimiento postural según Norma ISO 11226:2000.

Según esas mismas normas, se consideran también como factores de riesgo, además de la propia postura adoptada por un grupo articular, el mantenimiento de la misma (postura estática) y la concurrencia de determinadas características asociadas al movimiento, tales como la velocidad de realización y la repetitividad. Así por ejemplo en el caso del hombro, se permite el mantenimiento de la postura entre 20º y 60º de separación por un tiempo inferior a tres minutos, mientras que cuando la elevación del brazo supera los 60º, este tiempo no debe superar el minuto.

2.3.5.2 Fuerza.

Esta variable viene a representar el compromiso biomecánico necesario para llevar a cabo una determinada acción o secuencia de acciones. Puede ser externa (fuerza aplicada) o bien interna (tensión desarrollada por los músculos, tendones y las articulaciones). La necesidad de desarrollar fuerza está relacionada con el hecho de tener que mover objetos, herramientas o mantener una parte del cuerpo en una posición determinada (60).

Si bien, desde un punto de vista puramente físico y biomecánico, la carga o tensión que se genera en las diferentes articulaciones y en los tejidos blandos puede alcanzar fácilmente cientos de kilogramos, desde el punto de vista fisiológico, a medida que se incrementa el esfuerzo muscular como consecuencia de cargas altas, disminuye la circulación sanguínea en el músculo pudiendo aparecer más rápidamente la fatiga muscular (25).

Por ello, en aquellas tareas en las que los requerimientos de fuerza son elevados, se puede dar un déficit en el tiempo de recuperación, originándose primariamente molestias y, posteriormente, lesiones en los tejidos blandos. Lógicamente, si la fuerza requerida y aplicada es excesiva, puede llegarse a la lesión por un mecanismo directo al afectarse las propias estructuras óseas, musculares y tendinosas (77, 78).

Garg y Kapellusch en su revisión sobre lesiones del miembro superior de 2011 (71), hacen referencia a diversos estudios en los que se ha identificado la asociación entre la aplicación de niveles importantes de fuerza y la aparición de síntomas y de TME (68, 70, 79, 80).

En otro orden de cosas, es preciso considerar que se ha demostrado una interacción multiplicadora entre fuerza y repetición, especialmente para los tendones y nervios y que, factores añadidos como las vibraciones, pueden afectar, por sí mismas, a los vasos sanguíneos produciendo su constricción (vasoconstricción) y ocasionando un cuadro clínico conocido como "Síndrome de Raynaud" (81, 82).

Al igual que ocurría con la postura, tampoco existe un modelo probado científicamente que asocie todas las variables que pueden confluír en el efecto de la fuerza, si bien existen aproximaciones a esta cuestión. Entre ellas se han de destacar las que se presentan en la Norma UNE-EN 1005-3:2002 que ofrece recomendaciones sobre “Límites de fuerza recomendados para la utilización de máquinas” basadas en las evidencias científicas disponibles y aquellas relacionadas con la fisiología y la epidemiología del trabajo manual. Este conocimiento y los límites que propone están sujetos a modificaciones derivadas de investigaciones futuras, según se expresa en la citada norma (83).

Sí que existe evidencia, sobre el tiempo límite de mantenimiento de una acción que conlleve la aplicación de fuerza. Este tiempo debe reducirse según se incrementa el esfuerzo. Así, se ha calculado que una contracción isométrica máxima se puede mantener durante unos 10 segundos; una contracción realizada al 50% de la máxima posible, se puede mantener hasta un minuto y si se hace al 20% de la capacidad máxima, se podría mantener un tiempo prolongado. Surge de esta forma una gráfica denominada *Curva de Monod o Rohmert (1973)* (84) (Fig. 2.6). Posteriormente otros autores han venido a recomendar que en un trabajo estático la intensidad de la fuerza se mantenga entre 5-10% de la fuerza máxima para que no aparezca fatiga (42, 76).

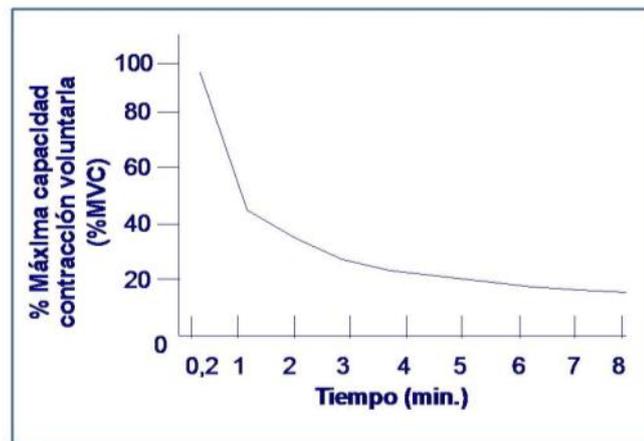


Fig. 2.6 . Relación Intensidad/duración contracción isométrica muscular. Fuente Putz-Anderson (1988)

De lo anteriormente expuesto, puede colegirse que para prevenir la aparición de fatiga muscular, es más efectivo reducir la intensidad de una contracción que la duración de la misma.

Siendo obvio que la realización de cualquier trabajo va a requerir la contracción de los músculos para la aplicación de fuerzas, resulta asimismo evidente que la forma de aplicarlas puede ser el origen de la aparición de determinadas lesiones en los trabajadores y que, siguiendo fundamentos biomecánicos de protección, conseguiremos una mejora de la efectividad del trabajo y una reducción del riesgo de que tales lesiones se presenten en el futuro.

A este respecto, y como normas elementales de protección para el sistema músculo-esquelético deberemos considerar (85):

- Las tareas ocasionales no deberán superar el 50% de la fuerza máxima.
- Las tareas poco frecuentes no deberán superar el 30% de la fuerza máxima.
- Las tareas repetidas y el trabajo estático deben efectuarse siempre por debajo del 15% de la fuerza máxima.

La cuantificación de la fuerza en situaciones reales de trabajo es una tarea complicada, por ello algunos estudios proponen una estimación semi-cuantitativa de la fuerza externa mediante el peso de los objetos manipulados (44). En otros casos se recurre a dinamometría electrónica. Por otra parte para medir la fuerza interna se utiliza con EMG de superficie, pero esta técnica suele tener dificultades de implementación y de interpretación.

Las formas más usadas actualmente para evaluar la fuerza realizada en el trabajo son el procedimiento establecido por la norma UNE-EN 1005-3 y la escala psicofísica de Borg CR 10 (86, 87).

- **La norma UNE-EN 1005-3** para la evaluación del riesgo derivado del ejercicio de fuerza, establece un procedimiento consistente en el cálculo de la fuerza máxima recomendada para cada tipo de acción válida para la población laboral europea (83).

Se determina la capacidad de generación de fuerza isométrica máxima (F_B) para las acciones significativas u específicas en grupos de usuarios potenciales, para ello se emplean valores predefinidos que se han calculado en población europea que se presentan en la Tabla 2.11.

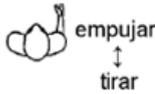
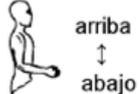
Actividad		F_B en N
	Trabajo con la mano (asir con una mano)	250
<p>dentro ↔ fuera</p>  	Trabajo con un brazo (postura sentada):	
	Hacia arriba	50
	Hacia abajo	75
	Hacia fuera	55
	Hacia dentro	75
	Empujando	
	con apoyo del tronco	275
	sin apoyo del tronco	62
	Tirando	
	con apoyo del tronco	225
sin apoyo del tronco	55	
	Trabajo con el cuerpo completo (postura de pie)	
	Empujando	200
	Tirando	145
	Trabajo con el pie (postura sentada con apoyo del tronco)	
	Acción del tobillo	250
	Acción de la pierna	475

Tabla 2.11 . Fuerza Isométrica máxima F_B , valores límite calculados para actividades profesionales (UNE-EN 1005-3 2002).

Posteriormente se estima la capacidad reducida (F_{Br}), para lo que se tienen en cuenta las circunstancias en que se genera la fuerza, es decir factores como la velocidad, la frecuencia y la duración de la acción.

- Aproximación Psicofísica usando la Escala de Borg.

Las fuerzas aplicadas se pueden estimar en usuarios finales con una escala específica propuesta por Borg en 1982 y revisada en 1998 (86, 87), la “Escala de clasificación para la puntuación del esfuerzo percibido” “Category Scale for the Rating of Perceived Exertion” o Escala CR 10. Se trata de un instrumento psicofísico que permite describir y cuantificar la cantidad de esfuerzo muscular percibido por el sujeto que realiza la actividad física.

El uso de escalas subjetivas no está libre de inconvenientes que pueden afectar su fiabilidad como, por ejemplo, la existencia de situaciones conflictivas con los trabajadores, la presencia de trabajadores con patologías previas y una comunicación incorrecta de la evaluación subjetiva del trabajador.

A pesar de estas objeciones, se ha impuesto esta técnica y su uso se ha extendido internacionalmente ya que si se usa correctamente, permite a los investigadores obtener una estimación adecuada del esfuerzo real asociado a una tarea. Los resultados de la utilización de esta escala cuando son evaluados por un número adecuado de trabajadores, tienen una exactitud comparable a la EMG de superficie. La relación entre el resultado de la escala CR-10 y la fuerza ejercida (% de máxima contracción voluntaria MVC) se expresa según la siguiente fórmula: $10 \cdot CR - 10 = \text{fuerza en \% MVC}$ (42, 88, 89). En la Tabla 2.12 se representa esta relación.

Valor	Denominación	% Contracción Máxima Voluntaria
0	Nulo	0% MCV
0,5	Muy, muy débil	5%
1	Muy débil	10%
2	Débil	20%
3	Moderado	30%
4	Moderado +	40%
5	Fuerte	50%
6	Fuerte +	60%
7	Muy Fuerte	70%
8	Muy, muy Fuerte	80%
9	Extremadamente Fuerte	90%
10	Máximo	100% Max. MCV

Tabla 2.12. Relación Escala de Borg con % contracción voluntaria máxima Adaptado de Grant et al. (1994).

La norma UNE-EN 1005-5: 2007 y la norma ISO 11228-3: 2007 utilizan la escala de Borg para la cuantificación de la fuerza (90).

Hay que destacar la relación entre la fuerza y la presencia de otros factores de riesgo como son las vibraciones o la baja temperatura, ya que estos incrementan la probabilidad de aparición de lesiones. Por ello cuando alguna de estas circunstancias se encuentre presente, debe limitarse la fuerza máxima a ejercer y además introducir pausas (6).

2.3.5.3 Repetición.

Una tarea repetitiva puede definirse como una actividad en la que el sujeto lleva a cabo ciclos de trabajo similares (cada ciclo se parece al siguiente en la secuencia temporal, en el patrón de fuerzas y en las características espaciales del movimiento) y en periodos de duración relativamente cortos, unos minutos o segundos (91).

En 1994, Kilbom (91) estableció un indicador de tasas de alto riesgo para repetitividad de movimientos de diferentes segmentos corporales.

- Hombro: Más de 2½ repeticiones por minuto.
- Brazo/Codo: Más de 10 repeticiones por minuto.
- Antebrazo/Muñeca: Más de 10 repeticiones por minuto.
- Dedos: Más de 200 repeticiones por minuto.

Un tiempo antes, concretamente en 1986, Silverstein había determinado que un trabajo es repetitivo cuando la duración de su ciclo fundamental no sobrepasa los 30 segundos o cuando se dedica más del 50% de ese ciclo a la ejecución de acciones de idéntico tipo (78).

Según la Norma ANSI Z-365 sobre control del trabajo relacionado con alteraciones de trauma acumulativo (92) se considera una tarea repetitiva según los movimientos de las articulaciones de la extremidad superior:

- Hombro: Más de 2½ repeticiones por minuto.
- Antebrazo/Muñeca: Más de 30 repeticiones por minuto.
- Dedos: Más de 300 repeticiones por minuto.

En la Norma ISO 11226:2000 se consideran **críticos** aquellos movimientos que se repiten de forma similar durante más del 50% del ciclo, independientemente de la amplitud de rango. Cuando además, abarcan los extremos de éste, no debe excederse una frecuencia de 2 por minuto. Las velocidades elevadas en los movimientos (y posiblemente también las aceleraciones) parecen aumentar el riesgo de aparición de TME (73).

Otros criterios para calificar un trabajo como repetitivo son (15):

- Realización de dos piezas por minuto, 120 a la hora ó 980 piezas al día.
- Realización entre 7.600 y 12.000 movimientos que requieran fuerza al día.
- Realización de 1250-2.500 movimientos de muñeca por hora (93).

Es en las extremidades superiores, en las que se registra con mayor frecuencia el efecto del trabajo repetido o de alta frecuencia, fundamentalmente en las articulaciones distales: codos, muñecas y manos (37, 39, 77, 94).

Roquelaure et al., en su estudio epidemiológico publicado en 2006, destacan la alta prevalencia de los TME de la extremidad superior en la población activa, tanto en la aparición de sintomatología no específica (prevalencia entre 30-50%), como en los casos TME diagnosticados (prevalencia del 13%). Estos resultados, muestran la necesidad de implementar programas de prevención en la mayoría de los sectores productivos para reducir la aparición de este tipo de lesiones(95).

Garg y Kapellusch realizaban en 2011 un análisis de técnicas para valorar los TME de la extremidad superior (71), y referían varios estudios que han identificado la asociación de síntomas y aparición de trastornos con el trabajo repetitivo, considerando éste como un claro factor de riesgo (68, 96, 97).

Es importante destacar la relación entre repetición y fuerza. Así diferentes estudios publicados hasta la fecha (78, 98) concluyen que los trabajos repetitivos (ciclo menor de 30 seg.) en los que se precisa aplicar altos niveles de fuerza (más de 4 kg) presentan tasas de incidencia de TME 15 veces superiores, a las que se presentan asociadas a trabajos con repetitividad y fuerzas bajas. Sobre la base de lo anterior, se estima que “repetitividad” altas pueden tolerarse, si las fuerzas son bajas y la articulación se encuentra en postura neutra.

Uno de los aspectos considerados como básicos en la prevención de las lesiones secundarias al trabajo estático o a los movimientos repetidos es el establecimiento de un régimen de **pausas** adecuado (71). Desde el punto de vista fisiológico se entienden como más efectivas las pausas cortas pero frecuentes, que las más largas y espaciadas. Así mismo, es aconsejable intercalar unas tareas con otras que precisen movimientos diferentes y requieran grupos musculares distintos (89).

Durante el descanso es preferible cambiar de postura y alejarse del puesto de trabajo. Se ha comprobado, mediante estudios psicofísicos, que son mejor toleradas las pausas activas (estiramientos musculares) que las pausas pasivas o de relajación (6).

El tiempo recomendado de recuperación en aquellas tareas que requieran contracciones isométricas (estáticas) fue descrito por estudios de fisiología muscular (84) y se calcula en función de la intensidad del esfuerzo y su duración en segundos.

Fuerza %MVC	Tiempo contracción (seg.)	Tiempo Recuperación	% Recuperación
20% MVC	20	2	10%
	30	3	10%
	45	7	15%
	120	60	50%
	180	180	100%
	240	480	200%
	300	1200	400%
30% MVC	450	2700	600%
	20	10	50%
	40	40	100%
	60	120	200%
	90	360	400%
	120	720	600%
40% MVC	150	1200	800%
	20	20	100%
	30	60	200%
	50	200	400%
50% MVC	70	420	600%
	20	40	200%
	30	120	400%
	40	240	600%
	90	720	800%

Tabla 2.13. Periodos de recuperación en contracciones estáticas. Adaptado de (Rohmert, 1973, Colombini et al., 2001).

En la Tabla 2.13 se muestran los diversos grados de fuerza de contracción estática, como porcentaje de MCV, y la duración de la contracción (en segundos) y para cada uno de ellos se indican los períodos de recuperación muscular necesarios, expresados en segundos y como porcentaje del tiempo de contracción.

En cuanto a las tareas que requieren acciones dinámicas, no existen muchos estudios científicos consolidados que evalúen la distribución óptima entre el tiempo de trabajo repetitivo y del tiempo de recuperación. Por ello se hace referencia a estudios empíricos y normas (99-101) todos estos documentos tienden a afirmar que (102):

- Los trabajos que impliquen movimientos repetitivos de miembros superiores no pueden mantenerse de forma continua durante más de 1 hora sin un período de recuperación.
- El período de recuperación, para una hora de trabajo repetitivo, debe ser de alrededor del 10-20% del tiempo de trabajo (es decir de unos 5-10 minutos por hora).

En la organización del trabajo se consideran tiempos de recuperación:

- Los descansos, incluyendo el descanso de la comida.
- Los períodos en los que la tarea no abarca a los músculos habitualmente implicados.
- El tiempo dentro de un ciclo, en el que los músculos habitualmente implicados están inactivos; para ser significativo, tiene que durar de 10 a 20 segundos. (75).

La metodología para la evaluación y control del riesgo por movimientos repetitivos está definida en el método OCRA ("Occupational Repetitive Action") (Occhipinti, 1998, Occhipinti et al., 2004) y ha sido considerada como método de referencia en las normas técnicas ISO 11228-3: 2007 y UNE EN 1005-5:2007, (ver capítulo 5).

2.3.5.4 Factores de Riesgo Adicionales.

Además de los anteriormente citados, se consideran también factores de riesgo de lesión musculoesquelética y con potencial efecto multiplicador (35):

- El uso de herramientas vibrantes (80, 82, 103).
- Los requerimientos de precisión extrema en la realización de la tarea, entendiendo por tal una tolerancia de alrededor de 1 mm.
- La compresión localizada en diversas estructuras anatómicas debida al uso de herramientas o al apoyo contra superficies duras (71).
- La exposición al frío (37).
- El uso inadecuado de guantes (68).
- El manejo de objetos sobre superficies deslizantes.
- Los "pares de apriete" producidos por el retroceso de las herramientas manuales.

A los anteriores habría que añadir:

- Factores individuales: como la capacidad física y las lesiones o patologías previas, la escasa de experiencia y formación o la familiaridad con el trabajo.
- Factores organizativos y psicosociales: como el trabajo monótono o trabajo a ritmo elevado, la falta de control de las tareas realizadas y las pocas oportunidades de interacción social o escaso apoyo de los directivos y compañeros.

Todos estos factores pueden presentarse de manera aislada; pero, si lo hacen de forma combinada, se considera que pueden tener un efecto multiplicador (42, 89, 96). A pesar de ello el estado actual del conocimiento en este campo aún no permite fijar de manera exacta el "peso específico" de cada factor para la determinación del nivel de exposición al riesgo (102).

2.3.6 EVIDENCIA EPIDEMIOLÓGICA.

La epidemiología estudia los procesos de salud y enfermedad que afectan a la población analizando entre otros aspectos los determinantes y factores de riesgo asociados a su aparición (104). En el caso de los TME los factores de riesgo pueden ser: físicos, organizacionales, psicosociales e individuales. Algunos de éstos están relacionados directamente con el trabajo y otros pueden derivar de actividades extra-laborales, deportivas, así como también de las características físicas y psicosociales del individuo.

Durante las últimas décadas, se han publicado gran cantidad de estudios sobre los TME relacionados con el trabajo. A partir de los hallazgos encontrados, algunos autores han podido establecer un marco conceptual simple que ayude a la comprensión de los mismos (39, 60, 77, 81, 105). A continuación se expone el publicado por NIOSH (National Institute for Occupational Safety and Health) en el año 2001 (105).

Según el modelo de NIOSH, la carga física que se aplica al sistema musculoesquelético, bien por fuerzas externas o por fuerzas internas, produce respuestas de los músculos, ligamentos, y en las superficies de la articulación. Dependiendo de la magnitud de la carga y de otros factores individuales, organizacionales o sociales, estos pueden dar lugar a diferentes resultados (Fig. 2.7). En algunos casos produce una adaptación fisiológica como por ejemplo el aumento de la capacidad física del individuo, pero en otros casos las consecuencias pueden ser dañinas, como la aparición de dolor o de lesiones estructurales en los tendones, los nervios, los músculos o las articulaciones, que pueden concretarse sólo en síntomas, o bien progresar a deficiencias o incluso a una discapacidad (105).

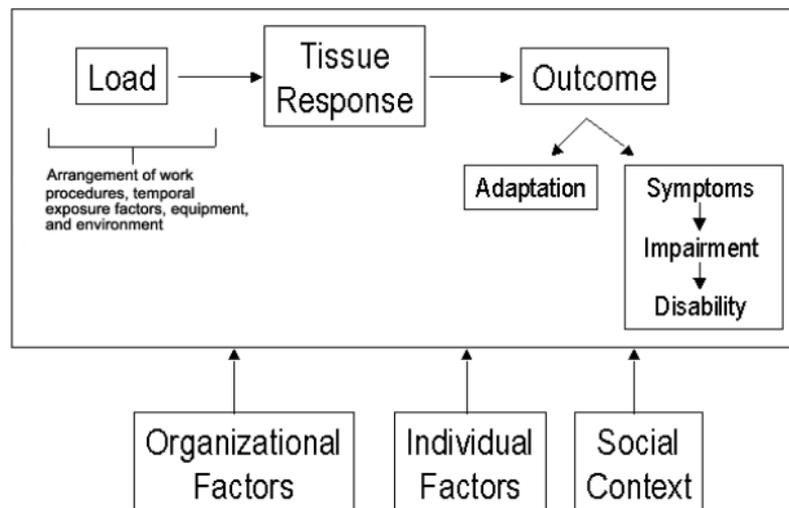


Fig. 2.7. Modelo conceptual de factores que contribuyen a la aparición de TME. Tomado de NIOSH(2001).

Desde la antigüedad se conoce el origen profesional de los TME, como ya lo advertía Bernardino Ramazzini, padre de la Medicina del Trabajo, en el año 1700 (106). Sin embargo, la aplicación de métodos epidemiológicos para analizar los factores relacionados con el trabajo es relativamente reciente, como lo es también la propia epidemiología. A pesar de ello, la aplicación de esta ciencia al estudio e investigación de los TME en el medio laboral ha contribuido de forma sustantiva a visualizar la magnitud del problema, tanto es así, que en las últimas décadas ha comenzado a considerarse como un problema prioritario para la salud pública. No obstante, el incremento en el número de estudios publicados en este sentido, no ha conseguido que la relación entre la aparición de TME y los factores de riesgo del puesto de trabajo deje de constituir un asunto a debate (31, 107).

Son numerosas las revisiones y los estudios epidemiológicos llevados a cabo para evaluar las bases científicas de la relación entre los factores del trabajo y los TME (31, 44, 51, 77, 81, 108-111). Entre ellos los más destacables son el de Bernard de año 1997, B.P. para el National Institute for Occupational Safety and Health (NIOSH) y el del National Research Council and Institute of Medicine (NRC-IOM) del año 2001.

En éstas dos revisiones de referencia, los criterios de inclusión utilizados en la selección de artículos científicos a analizar fueron los siguientes:

- Poblaciones, expuesta y no expuesta claramente definida, con explícitos criterios de inclusión y exclusión.
- Tasa de participación del 70% o mayor.
- Definición de caso de TME establecida previamente.
- Medición de la exposición claramente identificada.
- Artículos publicados en inglés.
- Estudio publicados en los 20 años anteriores a la revisión.

Finalmente en la revisión de Bernard de 1997 de más de 2.000 artículos, solamente fueron incluidos 600 con clara orientación epidemiológica. En la del National Research Council and Institute of Medicine de 2001, de un total de 1.615 artículos encontrados, solamente 161 reunieron los criterios previamente establecidos. Ambas revisiones consideraron tanto TME en miembros superiores, como en la espalda (107).

Las evidencias entre la relación de factores del trabajo y el desarrollo de algunos TME, a partir del análisis de estudios epidemiológicos fueron clasificadas por Bernard según las siguientes categorías.

- **Fuerte evidencia de relación con factores del trabajo (+++)**: cuando la relación causal es mostrada como muy probable entre la intensidad o duración de la exposición y el desarrollo de algunos de los TME.
- **Evidencia de relación (++)**: si algunas evidencias epidemiológicas convincentes muestran la posible relación causal entre factores del trabajo y el desarrollo de TME.
- **Insuficiente evidencia de relación (+/0)**: cuando los estudios disponibles son insuficientes en número, calidad, consistencia, o poder estadístico para concluir sobre la posible asociación causal.
- **No evidencias de asociación con los factores de riesgo en el trabajo (-)**: Si estudios consistentes y adecuados muestran que algunos factores de riesgo en el trabajo no están asociados con los TME.

Las principales medidas que se obtienen en los estudios epidemiológicos son (104, 112):

- **Riesgo relativo (RR)**. Es la medida de la fuerza de la asociación. El RR indica cuántas veces es más probable que los individuos expuestos a un factor de riesgo desarrollen la enfermedad en relación con los no expuestos. (si >1 el factor de exposición favorece la aparición de la enfermedad).

Según el tipo de estudio epidemiológico la fuerza de asociación se debe calcular también con el Odds Ratio (OR). Tanto RR como OR son estimadores del riesgo.

- **Riesgo Atribuible (RA)** o diferencia de incidencias de la enfermedad entre los individuos expuestos y los no expuestos. Informa sobre el exceso de riesgo de enfermar debido al factor de riesgo. (si >0 representa el exceso de enfermedad atribuible al factor de riesgo.)
- **Fracción atribuible del riesgo en expuestos (FA)**. Determina la proporción o porcentaje del riesgo, en expuestos, que es debido al factor de exposición o de riesgo. Si eliminamos este factor, el riesgo de enfermedad disminuiría en una cantidad similar. Expresado en términos útiles para la prevención, representa la proporción de la incidencia de enfermedad que se evitaría entre los expuestos si se evitara la exposición al factor de riesgo.

Ninguno de los TME examinados en estos informes es causado únicamente por exposiciones laborales. Constituyen, por tanto, lo que la Organización Mundial de la Salud define como enfermedades relacionadas con el trabajo: “Las enfermedades relacionadas con el trabajo pueden estar parcialmente causados por las condiciones de trabajo adversas. Pueden ser, aceleradas o agravadas por la exposición laboral, y pueden poner en peligro la capacidad de trabajo. Las características personales y otros factores ambientales y socio-culturales suelen jugar un papel como factores de riesgo en las enfermedades relacionadas con el trabajo, que a menudo son más comunes que las enfermedades profesionales” (113).

Los factores individuales deben ser correctamente analizados de lo contrario se pueden convertir en un factor de confusión alterando los resultados de los estudios epidemiológicos. Será necesario examen detallado los mismos, para conseguir una adecuada precisión y exactitud de las estimaciones de riesgo.

2.3.6.1 TME de la Espalda: dolor dorsolumbar o “Low Back Pain”

Los estudios epidemiológicos han establecido como principales riesgos para la aparición de TME dorsolumbar el levantamiento de objetos pesados, la flexión y torsión frecuentes, y las vibraciones de todo el cuerpo. El riesgo relativo que deriva de la revisión de la literatura ha sido “fuerte” y “consistente”.

Los puntos fuertes del estudio del *National Research Council and Institute of Medicine* son el control de los factores de confusión, la asociación temporal, y la caracterización de las relaciones dosis-respuesta; la principal limitación del mismo se debe a que varios de los estudios se basan en auto-cuestionarios o “self-reports” del trabajador.

La literatura epidemiológica pone de manifiesto en relación al dolor dorsolumbar que la manipulación de objetos pesados supone un mayor riesgo de lesiones cuando la carga es levantada desde alturas muy bajas, cuando la distancia de la carga al cuerpo es grande, y cuando el tronco asume una postura asimétrica y flexionada. Estudios biomecánicos refuerzan los hallazgos epidemiológicos. La fisiopatología también describe los mecanismos implicados en la transmisión de la carga al disco intervertebral de la columna vertebral y la aparición del dolor cuando se dañan éstas estructuras (65, 114, 115).

En los citados estudios, también se han demostrado que desempeñan un papel importante los factores psicosociales del trabajo. En concreto, hay evidencia de la relación entre los TME de la espalda y la satisfacción en el trabajo, el trabajo monótono, el ritmo de trabajo, las relaciones interpersonales, el estrés, la exigencia/demanda del trabajo, y la capacidad percibida del trabajador para desempeñar sus tareas (31, 66, 116).

Una parte de las diferencias en la respuesta a la aparición de lesiones puede explicarse por factores individuales, como la edad, el género, y el índice de masa corporal (31, 44, 117, 118).

Los hallazgos significativos para el dolor lumbar se resumen en la Tabla 2.14, en la que observamos los estudios en los que el riesgo estimado para cada uno de los riesgos considerados presenta una asociación positiva o bien negativa (no hay asociación) y la fracción atribuible (FA) a cada uno de ellos. Siendo “n” el número de estudios que presentaron asociación epidemiológica. La FA más alta la encontramos en la vibración de cuerpo entero, entre 18- 80%, seguida de la manipulación de cargas (FA 11-66 %). Para la flexión y torsión frecuente, encontramos una FA entre 19 y 57 % y para el trabajo físico pesado, FA entre 31 y 58 %. La evidencia sobre las posturas de trabajo estáticas y movimientos repetitivos no es consistente.

Dolor lumbar. Resumen de Estudios Epidemiológicos			
Factores de riesgo relac. con trabajo	Riesgo Estimado		Fracción Atribuible (%)
	No Asociación (n)	Asociación Positiva (n)	Rango
Manipulación manual de cargas	4	24	11-66
Inclinaciones y torsiones frecuentes	2	15	19-57
Carga física pesada	0	8	31-58
Postura estática	3	3	14-32
Movimientos repetitivos	2	1	41
Vibración de cuerpo entero	1	11	18-80

Tabla 2.14 . Dolor lumbar resumen de Estudios Epidemiológicos. Adaptado de NRC-IOM (2001).

En la Tabla 2.15 se representan la evidencias para el dolor de espalda encontradas por Bernard en su meta-análisis de 1997, destacando al igual que en la revisión del NRC-IOM la fuerte evidencia (+++) en los movimientos por levantamiento y las vibraciones de cuerpo entero. Así como la evidencia (++) para posturas incómodas y carga física pesada (31)

Evidencias de relación causal Dolor lumbar- Factores de Riesgo				
Factores de riesgo relac. con trabajo	Fuerte evidencia (+++)	Evidencia (++)	Insuficiente evidencia (+/0)	No evidencia (-)
Levantamiento de cargas	+++			
Postura incómoda		++		
Carga física pesada		++		
Vibración de cuerpo entero	+++			
Postura estática			+/0	

Tabla 2.15. Evidencias Dolor lumbar. Adaptado de NIOSH, Bernard (1997).

En cuanto a los factores psicosociales, la fracción atribuible más alta, fue encontrada para la baja satisfacción en el trabajo (17-69%), bajo soporte social en el trabajo (28-48%) y altas demandas del trabajo (21-48%). Finalmente para los factores psicosociales individuales del trabajador la fracción atribuible mayor fue encontrada para el distrés psicológico (23-63%) y la depresión/ansiedad (14-53%) (31).

2.3.6.2 TME Extremidades Superiores:

Son muchos los estudios que han abundado en la naturaleza multifactorial de los TME de las extremidades superiores. La severidad de estos trastornos está influenciada no sólo por los factores biomecánicos, sino también por factores organizacionales y la percepción del ambiente por parte del trabajador.

Existen también factores individuales, como la edad y el género, han sido ampliamente estudiados en algunos TME como por ejemplo en el síndrome del túnel carpiano (STC) (51, 107).

Evanoff y Rempel en 1999 resumieron las características del trabajo que han estado asociadas con elevadas tasas de desórdenes y síntomas en extremidades superiores, incluyendo el STC y las tendinitis. Estas características son: repetición, fuerza, posturas extremas, vibración, contacto mecánico, duración y organización del trabajo (94).

Estas asociaciones han sido encontradas en múltiples estudios y en diferentes poblaciones, incluyendo en algunos de ellos el efecto de la dosis-respuesta (38, 44, 96, 98). En definitiva la evidencia científica no deja dudas acerca de la existencia de relación entre la exposición en el trabajo y los TME de las extremidades superiores.

La revisión de Bernard apreció fuerte evidencia (+++) para las posturas incorrectas en el caso del cuello, para la combinación de posturas, repetición y fuerza en el codo, en la mano/muñeca para diferentes combinaciones de factores y las vibraciones para el síndrome mano/brazo (Tabla 2.16) (31).

La revisión del National Research Council and Institute of Medicine, identificó estudios con asociación positiva de factores físicos y psicosociales en relación con los TME de extremidades superiores y la fracción atribuible de cada uno de ellos. En la Tabla 2.17 se presenta el resumen de resultados siendo "n" el número de estudios que presentaron asociación epidemiológica y observándose que, la repetición (FA 71%), la fuerza (FA 78%), la vibración (FA 95%) y la combinación de repetición y fuerza (FA 93%) son particularmente importantes como factores relacionados con el trabajo.

Evidencias de relación causal Extremidades Superiores - Factores de Riesgo				
Factores de riesgo relac. con trabajo	Fuerte evidencia (+++)	Evidencia (++)	Insuficiente evidencia (+/0)	No evidencia (-)
Parte del cuerpo				
Cuello y Cuello/hombro				
Repetición		++		
Fuerza		++		
Postura	+++			
Vibración			+/0	
Hombro				
Repetición		++		
Fuerza			+/0	
Postura		++		
Vibración			+/0	
Codo				
Repetición			+/0	
Fuerza		++		
Postura			+/0	
Combinación	+++			
Mano/muñeca				
Síndrome Túnel Carpiano				
Repetición		++		
Fuerza		++		
Postura			+/0	
Vibración		++		
Combinación	+++			
Tendinitis				
Repetición		++		
Fuerza		++		
Postura		++		
Combinación	+++			
Síndrome Vibración mano/brazo				
Vibración	+++			

Tabla 2.16 . Evidencias Extremidades superiores. Adaptado de NIOSH, Bernard (1997).

TME Extremidades Superiores. Resumen de Estudios Epidemiológicos			
Factores de riesgo relac. con trabajo	Riesgo Estimado		Fracción Atribuible (%)
	No Asociación (n)	Asociación Positiva (n)	Rango
Manipulación manual de cargas	4	24	11-66
Repetición	4	4	53-71
Fuerza	1	2	78
Repetición y Fuerza	0	2	88-93
Repetición y Frío	0	1	89
Vibración	6	26	44-95

Tabla 2.17 . Extremidades Superiores resumen de Estudios Epidemiológicos. Adaptado de NRC-IOM (2001).

En cuanto a los factores psicosociales, las altas demandas del trabajo (FA 58%), la baja posibilidad de tomar decisiones y controlar el ritmo de trabajo (FA 84%) y el alto nivel de estrés (FA 79%) son factores relacionados con el trabajo que están asociados con la aparición de los TME de las extremidades superiores (81, 119).

Entre los escasos los estudios longitudinales realizados sobre esta cuestión, destaca el de Hanvold et al. en 2015 que ha puesto de manifiesto la relación entre la aparición de dolor de hombro y la posición elevada de el brazo durante el trabajo, siendo especialmente significativa en mujeres (120).

Es importante destacar, que la falta de un mayor número de estudios prospectivos y el conocimiento no completo de los mecanismos fisiopatológicos finales involucrados en la producción de los TME, limitan actualmente la capacidad para identificar de manera plena los factores causales. En este contexto resulta difícil hacer inferencias acerca de la relación dosis de exposición/respuesta (107).

El NRC-IOM concluyó en su extensa revisión que las evidencias epidemiológicas analizadas ponen de manifiesto una asociación entre condiciones físicas y psicosociales en el lugar de trabajo y TME tanto de extremidades superiores, como de la espalda. Bernard también concluye, que existe una relación consistente entre los TME y ciertos factores físicos, especialmente cuando están involucrados altos niveles de exposición.

El valor de las evidencias epidemiológicas presentadas justifica la introducción de intervenciones para reducir el riesgo de los TME de la espalda y miembros superiores. Estas incluyen la aplicación de principios ergonómicos para reducir la carga física impuesta por el trabajo, así como los estresores psicosociales.

2.3.7 IMPORTANCIA SOCIAL, LABORAL Y ECONÓMICA.

Los TME constituyen uno de los más importantes problemas de salud ocupacional. Afectan a los trabajadores alterando su salud, disminuyendo su bienestar y calidad de vida, generando incapacidad temporal y permanente y reduciendo además la productividad, todo ello conlleva costes económicos muy elevados (39). Consecuentemente en los últimos años diferentes organizaciones e instituciones han profundizado en el estudio de los TME (121) y la Agencia Europea para la Seguridad y Salud en el Trabajo ha organizado dos campañas una en el año 2000: “Da la espalda a los trastornos musculoesqueléticos” y otra en el 2007: “Aligera la carga”, fomentando un enfoque de gestión integrada para prevenirlos.

2.3.7.1 En Europa.

Los TME son la enfermedad profesional más común en Europa. Según datos recientes de la Agencia Europea para la Seguridad y Salud en el Trabajo, los TME destacan como una de las más importantes patologías relacionadas con la actividad laboral. En la Europa de los 27, casi el 25% de los trabajadores se quejan de dolores de espalda y el 23% declara padecer dolores musculares (122).

Hacer frente a los TME exige la adopción de medidas en el lugar de trabajo, ante todo, medidas preventivas. Pero también, en el caso de los trabajadores que ya padecen TME, hay que mantener su empleabilidad, conseguir que sigan trabajando y, si procede, reintegrarles en el lugar de trabajo (123-125).

La V Encuesta Europea de Condiciones de Trabajo (5EWCS) publicada en 2012 (122), pone de manifiesto que la exposición a riesgos físicos en el lugar de trabajo no ha disminuido mucho desde 1991 hasta 2010. Se observa una tendencia ascendente en relación a los riesgos de: “agotamiento y posturas dolorosas” y “movimientos repetitivos de mano o brazo”.

Los trabajadores europeos continúan tan expuestos a los riesgos físicos como hace 20 años, lo que demuestra que muchos empleos en Europa siguen requiriendo trabajo físico. La exposición a movimientos repetitivos, durante al menos la cuarta parte de la jornada, es el riesgo físico de mayor prevalencia siendo de un 63% de los trabajadores, un 33% manipula cargas pesadas y el 23% está expuesto a vibraciones, cifras que no han variado desde el año 2000 (Fig. 2.8). Los riesgos físicos no son exclusivos de los trabajadores manuales, casi la mitad del total de trabajadores (46%) mantiene posturas incómodas o inadecuadas al menos durante una cuarta parte de su tiempo de trabajo.

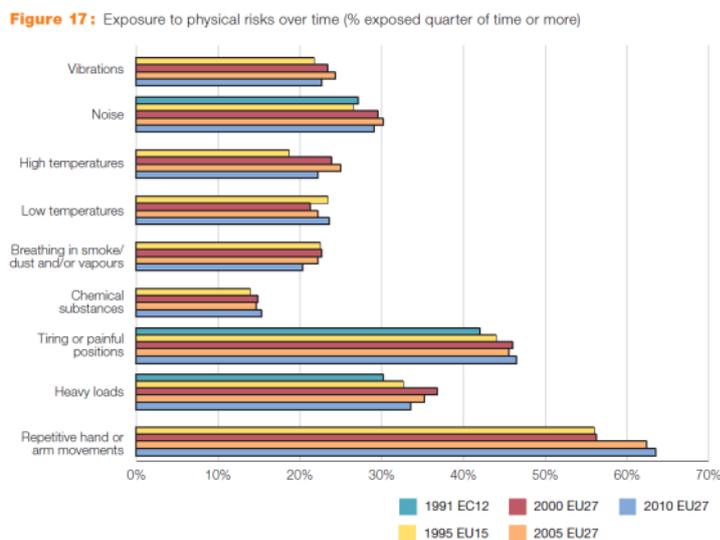


Fig. 2.8 . Exposición a agentes físicos (% de exposición una cuarta parte de la jornada o más). Fuente 5EWCS (2012).

Si se observan los datos de los trabajadores que declaran estar expuestos a movimientos repetitivos y/o posturas incómodas durante al menos un cuarto de su jornada laboral, se aprecia que la tendencia en 2000, 2005 y 2010 ha sido creciente en cuanto a movimientos repetitivos y se ha mantenido bastante estable respecto a posturas inadecuadas (Fig. 2.9) (126).

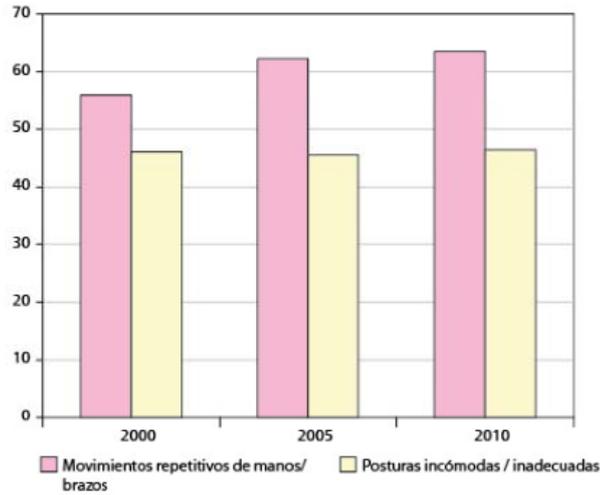


Fig. 2.9. Tendencia de las exigencias físicas en el trabajo, 2000-2010, UE-27 (%). Fuente ISTAS (2013).

La exposición de las mujeres a riesgos físicos varía, como consecuencia probable de la diferente participación de ambos sexos en los diversos sectores laborales. Estas diferencias han permanecido más o menos constantes en el tiempo y, en general, se observa que los hombres están más expuestos a riesgos físicos que las mujeres, excepto en el caso de la manipulación de materiales infecciosos y movilización de personas. Estos dos riesgos se dan en trabajos de tipo sanitario, que son realizados más frecuentemente por mujeres (Fig. 2.10).

Figure 18: Exposure to physical risks, by gender (% exposed quarter of time or more), EU27

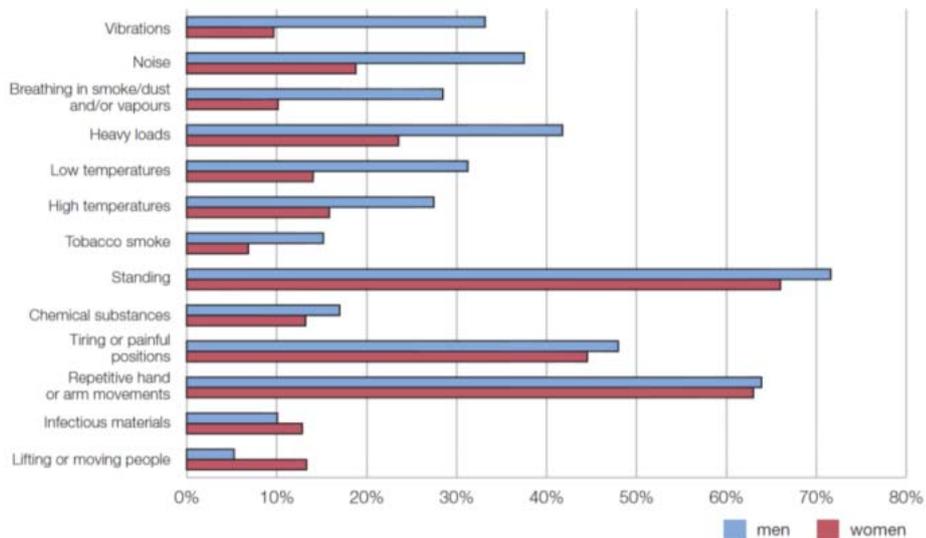


Fig. 2.10. Tendencia de las exigencias físicas en el trabajo, 2000-2010, UE-27 (%). Tomado de 5EWCS (2012).

2.3.7.2 En España.

En España en 2011 la Comisión de Trabajo e Inmigración del Congreso de los Diputados acordó la adopción de un plan de acción que permitiese reducir los TME derivados del trabajo. El contenido de este plan de acción reunía siete puntos básicos, con el objeto de conocer datos reales y la verdadera dimensión del problema en nuestro país. Entre ellos se encontraban el estudio sistematizado de los partes de accidente de trabajo, así como los datos obtenidos en la Encuesta Nacional de Condiciones de Trabajo (ENCT) que se viene realizando desde el año 1987 por el Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el Trabajo (121):

“un plan de acción que permita reducir los trastornos musculoesqueléticos derivados del trabajo, haciendo especial énfasis en aquellos sectores más vulnerables con al menos el siguiente contenido: en primer lugar, un estudio sistematizado de los partes de accidente de trabajo; en segundo lugar, un examen riguroso de los estudios técnicos y material de difusión elaborados sobre ergonomía por los distintos agentes dedicados a la prevención; en tercer lugar, crear y fortalecer alianzas con sociedades científicas y asociaciones para diseñar estrategias; en cuarto lugar, fomentar proyectos específicos de investigación, desarrollo e innovación; en quinto lugar, creación de un grupo de trabajo con las comunidades autónomas que, de forma integrada, defina actuaciones a realizar; en sexto lugar, promover una campaña planificada de la Inspección de Trabajo y Seguridad Social y, por último y en séptimo lugar, elevar a la Comisión Nacional de Seguridad y Salud en el Trabajo medidas consensuadas que permitan una actuación coherente y razonable de todos los agentes implicados en la prevención”.

De los partes de accidente de trabajo en jornada de trabajo (ATJT) notificados en España en el año 2011 un 38,5% fueron por sobreesfuerzos. Siendo las actividades con mayor incidencia la extracción de antracita, hulla y lignito, la silvicultura y explotación forestal, la recogida, tratamiento y eliminación de residuos, la asistencia en establecimientos residenciales, la ingeniería civil, recogida y tratamiento de aguas residuales y la construcción de edificios.

En la Tabla 2.18 se observa la evolución de las enfermedades profesionales relacionadas con TME, notificadas a través del sistema CEPROSS (Comunicación de Enfermedades Profesionales en la Seguridad Social), desde 2007 hasta 2011 (121).

	2007	2008	2009	2010	2011
Total EP notificadas (con y sin baja)	17.010	18.700	16.850	16.928	18.121
Total Trastorno MusculoEsquelético	13.459	13.966	11.580	11.741	12.891
Enfermedades osteoarticulares o angioneuróticas provocadas por las vibraciones mecánicas	162	218	186	174	146
Enfermedades provocadas por posturas forzadas y movimientos repetitivos:					
De las bolsas serosas debidas a la presión, celulitis subcutáneas	445	407	351	316	272
Fatiga e inflamación de vainas tendinosas, tejidos peritendinosos, ...	10.319	10.435	8.347	8.374	9.087
Arrancamiento por fatiga de la apófisis espínosa	188	69	43	18	15
Parálisis de los nervios debidos a la presión	2.189	2.697	2.532	2.743	3.263
Lesiones del menisco por mecanismos de arrancamiento y compresión	156	140	121	116	108
% TME sobre total de EP	79,12	74,68	68,72	69,36	71,14

Tabla 2.18 . Distribución del número de TME notificados como EP. Serie 2007-2011. Tomado de Vicente et al (2012).

En términos de índice de incidencia, los TME han evolucionado de la misma forma que lo han hecho el conjunto de las EP. En 1989 comienza una tendencia creciente, con un punto de inflexión en el año 1999, donde se marca una acentuación de esta pendiente para luego sufrir una caída brusca en 2005.

Posteriormente se estabiliza, de manera que entre 2005 y 2011 la incidencia de EP se ha reducido a la mitad (de 177 a 88,4 TME por 100.000 afiliados, respectivamente) (Fig. 2.11).

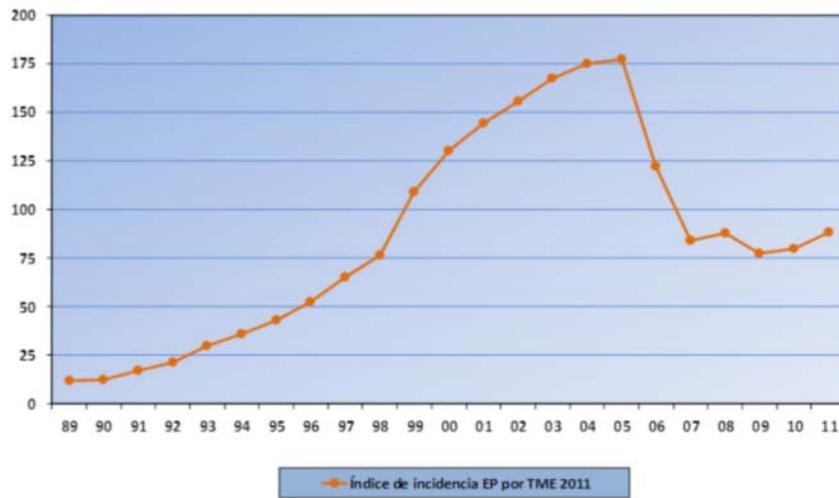


Fig. 2.11. Índice de incidencia de EP por TME, 1989-2011. Tomado de Vicente et al (2012)

Es interesante también destacar la desigual evolución de la incidencia por cada grupo de patologías que comprenden los TME. En general, los TME notificados como EP, están representados fundamentalmente por las tendinitis y por las parálisis de los nervios por presión. Mientras que las tendinitis han sufrido una tendencia similar a la observada para el total de TME (Fig. 2.12), las parálisis de nervios por presión, han ganado importancia, pasando de 13 casos por 100.000 trabajadores en 2001 a 22,4 casos por 100.000 en 2011. Otro aspecto que se pone de manifiesto es la evolución creciente de los TME sin baja, que va ganando terreno a los casos que cursan con baja.

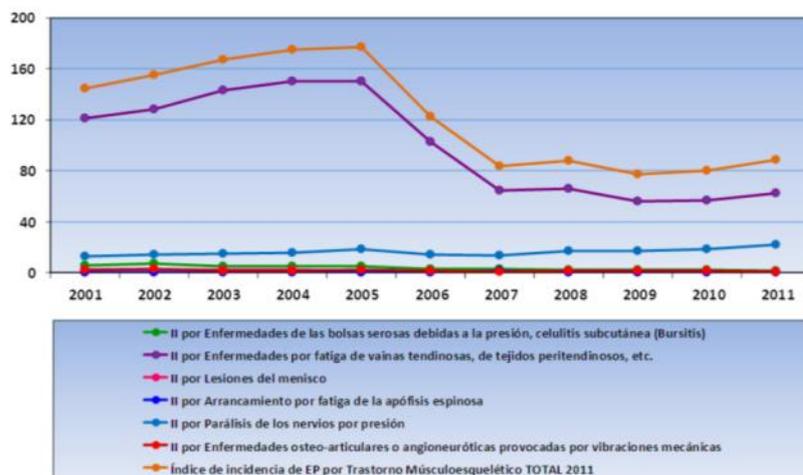


Fig. 2.12. Índices de Incidencia de EP por TME según tipo de patología, 2001-11. Fuente INSHT (2012).

Para analizar la importancia de los TME en España una de las fuentes de datos más interesantes es la **Encuesta Nacional de Condiciones de Trabajo**, la última publicada es la Séptima y ha sido desarrollada por el INSHT durante los años 2011-2012 (VII ENCT). En ella se estudian todos los aspectos relevantes de las condiciones de trabajo y su relación con la salud y seguridad de los ocupados. (127). Para analizar los TME en la VII ENCT se estudia la carga física de trabajo y los daños a la salud que repasamos a continuación.

A. Carga Física de Trabajo.

Es estudiada a través de dos indicadores: el tipo de demandas físicas de la tarea que desarrolla el trabajador y las molestias musculoesqueléticas que este atribuye a las posturas y esfuerzos derivados de su trabajo.

1. Demandas físicas del trabajo.

Un 84% de los trabajadores encuestados señala que está expuesto, “siempre o casi siempre” o “a menudo”, a algún aspecto relacionado con las demandas físicas de su puesto de trabajo. Las demandas físicas más habituales son: *repetir los mismos movimientos de manos o brazos* (59,0%) y *adoptar posturas dolorosas o fatigantes* (35,8%) (Fig. 2.13).

Por tipo de **actividad económica** se observa que en general la construcción es la actividad con más demandas físicas y que la repetición de los mismos movimientos de manos y brazos es la demanda física más declarada en la mayor parte de las ramas de actividad. En concreto, predomina en: Industria manufacturera (67,5%); Construcción (67,3%); Transporte y almacenamiento (67,3%); Agricultura, ganadería, silvicultura y pesca (67,0%); y Hostelería (64,9%).



Fig. 2.13. Demandas físicas del trabajo. Fuente VII ENCT (2011)

Al analizar la demanda física en relación con el **sexo** las mayores diferencias entre ambos sexos son que los hombres deben levantar o mover cargas pesadas (21,7%) y aplicar fuerzas importantes (17,9%) con una frecuencia mayor que las mujeres (13,3% y 10,8%, respectivamente). Por su parte, las mujeres son las que levantan o mueven personas en un porcentaje superior (8,7% frente al 2,6% en hombres).

2. Molestias Musculoesqueléticas.

El porcentaje de trabajadores que siente alguna molestia achacable a posturas y esfuerzos derivados del trabajo es del 77,5%. Esta cifra supone un aumento de 3,8 puntos respecto al año 2007 (VI ENCT). Entre las molestias más frecuentes figuran las localizadas en la zona baja de la espalda, la nuca/cuello y la zona alta de la espalda (Fig. 2.14).

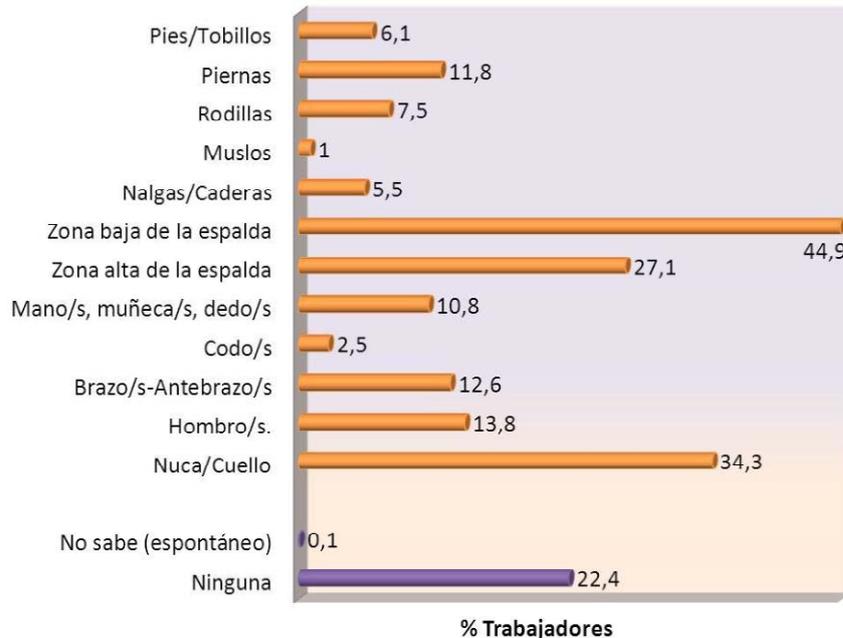


Fig. 2.14. Localización de la molestia musculoesquelética, Fuente VII ENCT (2011).

Las **ocupaciones** que manifiestan mayor afectación, en general, por el trastorno musculoesquelético son: los conductores de vehículos (83,2%), el personal sanitario (81,9%) y los trabajadores de hostelería y limpieza (81,4%).

Si se analiza en función del **sexo**, el porcentaje de mujeres que señala alguna molestia musculoesquelética es mayor que el de los hombres (80,9% y 74,6%, respectivamente). El patrón de dolor musculoesquelético entre las trabajadoras está localizado en la *nuca/cuello* (41,1%), la *zona baja de la espalda* (43,9%) y la *zona alta de la espalda* (31,1%). Por su parte las zonas del cuerpo donde los hombres refieren mayor molestia son: la *zona baja de la espalda* (45,8%) y la *nuca o cuello* (28,4%).

B. Daños a la salud.

Estos se analizan a través del indicador “problemas de salud” concretos advertidos por cada encuestado (VII ENCT). El 72% de los trabajadores señala que padece algún problema concreto de salud. La mayor parte de este porcentaje corresponde a una afectación del sistema musculoesquelético (Fig. 2.15).



Fig. 2.15. Problemas de salud percibidos. Fuente VII ENCT (2011)

En el análisis de los problemas de salud por sexo, el 76,7% de las mujeres manifiesta algún problema de salud, frente al 68,0% de los hombres. En ambos casos, los principales problemas se refieren a *dolor de espalda*, *dolor de cuello y/o nuca* y *dolor en hombros, brazos, codos, muñecas, manos o dedos*.

El 86,4% de los trabajadores indica que el problema de salud que padecen ha sido agravado o producido por el trabajo; fundamentalmente se trata de problemas como el *cansancio o agotamiento*, los *trastornos musculoesqueléticos*, en general y el *estrés, ansiedad o nerviosismo*. Los TME se declaran como dolencia en un intervalo que va desde el 81,0% al 87,1% (121).

2.3.7.3 Coste socio-económico de los TME.

Los TME relacionados con el trabajo son motivo de preocupación en Europa, no sólo por los efectos en la salud en los trabajadores, sino también por el impacto económico en las organizaciones y los costes sociales (39, 128).

Al examinar el coste de los TME podemos distinguir entre costes directos e indirectos. *Los directos* son los más visibles: gastos médicos por ingresos hospitalarios, intervenciones, consultas, prestación farmacéutica, prestaciones económicas por incapacidad temporal o permanente. *Los Indirectos*: sustitución del trabajador de baja, formación del nuevo trabajador, pérdidas de productividad, disminución calidad del trabajo (por ejemplo, la posible pérdida de clientes debido a retrasos o insatisfacción etc.).

Según el informe de 1999 de la Agencia Europea de Seguridad y Salud en el Trabajo el coste anual de los TME oscilaba entre el 0,5% y el 2% del Producto Interior Bruto (PIB), pero también afirma dicho informe que es difícil comparar entre los estados miembros por la diferencia en la organización de los sistemas de seguros y la falta de criterios de evaluación estandarizados (39).

Posteriormente algunos países han presentado otros estudios analizando el coste económico de los TME y se resumen en el informe de la OSHA de 2010, en el que por ejemplo, Austria, Alemania o Francia, demuestran un creciente impacto económico de los trastornos musculoesqueléticos (128):

- En Francia, por ejemplo, en 2006, por esta causa se perdieron siete millones de días de trabajo y unos 710 millones de euros de las empresas. En un comunicado de prensa que acompañaba al Plan Nacional de Seguridad y Salud en el Trabajo 2005-2009 (129), el gobierno francés puso de relieve un aumento de alrededor del 20% anual de los TME en 10 años. En 2005, tres cuartas partes de las enfermedades profesionales fueron los TME. Los 31.000 casos aparecidos produjeron una pérdida de 6,5 millones de días de trabajo y un coste de 650 millones de euros.
- En Austria la inspección del trabajo para la campaña de la Semana Europea 2007 presentó datos de los costes de absentismo estimando que alrededor del 38% podían ser atribuidos a los TME. El impacto en las pensiones de invalidez también fue alta: alrededor del 34% de las pensiones se relacionaba con TME, de las cuales dos terceras partes estaban relacionadas con el dolor de espalda.
- El Instituto Federal Alemán para la Seguridad y la Salud Ocupacional (BAuA) estima la pérdida de productividad debido a los TME en el 0,59 % del PIB en 2002 y 0,4 % en 2004 y 2006, de todas las enfermedades profesionales, son la enfermedad que causan el mayor porcentaje de pérdida de productividad. También en Alemania el informe sobre seguridad y salud en el trabajo de 2006 (SUGA 2006) proporcionó estimaciones de los costes de las enfermedades osteomusculares. En el mismo se estimaba que aproximadamente un 23,7 % de días de trabajo resultan perdidos por esta causa (95 millones de días perdidos), y 23,9 millones de euros o el 1,1 % del PIB en términos de reducción de productividad (128).

En relación a Estados Unidos, ya Bernard en el año 1997 apuntaba el grave problema que suponen los TME en términos económicos y de salud. Considerando que a los gastos médicos y al coste de las indemnizaciones se les deben sumar también la pérdida de salarios, la reducción de la producción, el coste de incorporar y entrenar nuevos trabajadores y los costes de rehabilitación de los trabajadores afectados. Por todo ello, reconoce que no es fácil precisar el coste económico real y hace alusión en su informe a la estimación de publicada por NIOSH de 1996 que calcula un gasto de 13 billones de dólares por los TME derivados del trabajo (130) . También a la de la Federación Americana del Trabajo-Congreso de Organizaciones Industriales (AFL-CIO) que valoró dicho coste en 20 billones de dólares (131), afirmando además que estos datos le parecían altamente conservadores (31).

Más recientemente el Bureau of Labor Statistics de Estados Unidos en un informe sobre lesiones ocupacionales con baja de 2012, pone de manifiesto, que los TME, representaron el 34% de todos los procesos con baja durante ese año. Con una tasa de incidencia de 38 por 10.000 trabajadores a tiempo completo. Siendo el tiempo de baja mayor que en otro tipo de patologías (132). Esto es coincidente con los datos de la AFL-CIO de 2012 según la cual los TME representaron el 35% de todas las lesiones y enfermedades ocupacionales que implican días fuera del trabajo en los Estados Unidos (US).

Por otra parte, Bhattacharya en 2014 en un estudio sobre los costes de los TME en EEUU, estima que los costes directos de TME y CTS fueron, respectivamente, 1.5 billones de dólares y 0.1 billones de dólares para el año 2007. Los costes indirectos fueron 1.1 billones de dólares y 0.1 billones de dólares para los TME y CTS, respectivamente, para el año 2007. Este estudio encontró que los costes totales de los TME de origen laboral y CTS disminuyeron durante el período de 2003 a 2007, pero los costes promedio subieron lo que significa que los gastos médicos y otros gastos asociados aumentaron durante este período. (133)

En España en el informe de Diez de Ulzurrun en referencia a la Comunidad de Navarra, destaca que en el año 2002 se perdieron 114.734 jornadas de trabajo relacionadas con los TME, 73.730 jornadas por accidentes de trabajo por sobreesfuerzo y 41.004 jornadas debido a enfermedades profesionales músculo-esqueléticas, con una duración media de las bajas de 19,5 y 24,8 días respectivamente. En dicho año los TME originaron el 33% del total de las jornadas perdidas por causas de origen profesional (32).

Según los datos del INSHT en el año 2011 se comunicaron 197.381 accidentes de trabajo en jornada de trabajo por sobreesfuerzo. Esto supone un índice de incidencia de 1.353,6 accidentes de trabajo por cada 100.000 afiliados con la contingencia de accidente de trabajo y enfermedad profesional cubierta. Igualmente se notificaron a través del sistema CEPROSS5 12.891 trastornos musculoesqueléticos, lo que representa un 71,1% del total de enfermedades profesionales comunicadas en este año(121). Con estas cifras y aunque no se disponga de datos exactos, resulta evidente que los costes económicos derivados de los TME en España son muy significativos.

La información presentada en relación a la incidencia y prevalencia de los TME, así como su impacto social y económico, pone de manifiesto la importancia de este problema y la necesidad de incrementar la investigación en este campo. Siendo trascendental el desarrollo de métodos y sistemas que ayuden a su valoración y favorezcan la prevención.

2.4 MÉTODOS EVALUACIÓN ERGONÓMICA.

Introducción

Como se ha expuesto anteriormente los TME se caracterizan por su origen multifactorial (60) , aunque en su aparición influyan especialmente la exposición a carga física y a los principales factores asociados a ésta, como son la postura, la fuerza y el tiempo/organización del trabajo (65, 134). Parece claro, por tanto, que si disminuye esta carga es posible reducir la probabilidad de que aparezcan TME. Para conseguirlo es preciso evaluar correctamente la carga física del puesto de trabajo (72).

En consecuencia, poder medir la exposición de los trabajadores a los factores de riesgo que producen los TME es de gran importancia para el desarrollo de programas de prevención. Estos programas deben basarse en principios ergonómicos y deben incorporar una evaluación holística de todos los elementos del sistema de trabajo, considerando el diseño de las tareas, la relación (interfaz) trabajador/equipo de trabajo, las variaciones individuales de los trabajadores, las necesidades de formación, la organización del trabajo y la normativa legal vigente (135).

Son los métodos y sistemas de evaluación ergonómica los que nos van a permitir estudiar la carga física que soporta el trabajador en cada situación. Estos pueden evaluar la carga externa del puesto de trabajo o bien la reacción que puede producir en el individuo o carga interna (72).

Las reacciones internas al esfuerzo del trabajo se reflejan en cambios en la frecuencia cardiaca, presión arterial, temperatura corporal, tensión y fatiga muscular, todas ellas pueden servir como indicadores para medir la carga interna (136, 137). Sin embargo estas variaciones están muy influenciadas por las características personales de los trabajadores (edad, sexo, preparación física, patologías previas), por lo que la reacción a la carga física puede variar considerablemente en función de la capacidad individual. Todo ello dificulta establecer criterios generales para determinar si una tarea puede producir TME midiendo dichos parámetros.

No obstante, se han desarrollado una serie de Modelos Biomecánicos que sí permiten medir la carga interna del sistema musculoesquelético. Las fuerzas internas y momentos pueden ser calculadas con estos modelos a partir de los movimientos y las fuerzas externas, de inercia y de gravedad, considerando también aspectos antropométricos y la reacción de las estructuras internas (60). La utilización de instrumentos de medición directa ha facilitado considerablemente la aplicación de estos modelos como veremos más adelante.

Con todo, la mayoría de los métodos ergonómicos desarrollados evalúan la carga externa del trabajo, existiendo diferencias importantes entre ellos por el número de zonas corporales y factores de riesgo que analizan. Pero parece claro como indican Winkel y Mathiassen, que la exposición biomecánica se debe medir siempre en función de tres dimensiones: nivel o intensidad, la repetitividad o frecuencia y la duración de la tarea realizada (138). Estas dimensiones serán consideradas al registrar los datos de factores de riesgo, como son la variación postural, la velocidad de movimiento, la fuerza y la vibración, asimismo los factores psicosociales y de organización del trabajo (135).

Diversos autores coinciden en clasificar los Métodos Ergonómicos que evalúan el riesgo de sufrir TME de origen laboral en tres categorías principales (135, 139, 140):

1. **Auto-evaluaciones o “self-reports” de los trabajadores.** Se usan para conocer la exposición laboral a factores tanto físicos como psicosociales, utilizando entrevistas, cuestionarios o diarios de los trabajadores.
2. **Métodos de observación.** Se pueden diferenciar en:
 - Técnicas simples: Con ellas se registra de manera sistematizada la exposición al riesgo. El observador evalúa y recoge los datos sobre una serie de factores, utilizando una serie de cuestionarios diseñados específicamente, para poder posteriormente valorar y establecer prioridades de intervención en el puesto de trabajo.
 - Técnicas avanzadas: Han sido desarrolladas para la evaluación postural de actividades dinámicas, registrándose los datos en video y analizándose posteriormente a través de un software específico.
3. **Medición directa:** Se lleva a cabo con instrumentos o sensores conectados directamente al individuo, con los que se miden las diferentes variables de exposición al riesgo en el trabajo.

A continuación, se describen las principales características de cada uno de estos tipos de métodos ergonómicos y destacando también sus ventajas y limitaciones.

2.5 CUESTIONARIOS (SELF-REPORTS) AUTO EVALUACIONES.

Los llamados “self-reports” o auto evaluaciones de riesgos, se utilizan para recopilar datos de la exposición a carga física y también psicosocial de los trabajadores. Pueden ser en forma de cuestionarios, entrevistas o diarios de los trabajadores (139). La recogida de los datos se suele realizar en papel y con frecuencia se utiliza el video (141) y actualmente además a través de la web (142). En la Tabla 2.19 se describen algunas de las auto evaluaciones publicadas y sus características principales.

Algunas de las ventajas de este tipo de métodos son la facilidad de uso y que son aplicables a muy diferentes tipos de tareas. Además pueden ser valorados un amplio número de trabajadores con un muy bajo coste, lo que permite disponer de muestras muy amplias y de esta forma realizar análisis representativos del grupo ocupacional que se esté investigando.

La mayor desventaja viene dada por el hecho, de que la percepción que tienen los trabajadores de su exposición al riesgo puede ser en ocasiones imprecisa y poco fiable. En algunos casos, puede estar incluso influenciada por condiciones individuales como la presencia de dolor musculoesquelético, que puede provocar que se perciba el trabajo con una mayor carga física en comparación con trabajadores sin molestias (72, 143, 144). Otros problemas de las auto evaluaciones son las dificultades de comprensión e interpretación de las preguntas, derivadas en parte del nivel cultural de los trabajadores y también de la redacción del propio cuestionario (140).

Referencia	Población estudiada	Características	Función
ViiKari-Juntura et al., 1996.(143)	Trabajadores forestales. (n = 2756)	Escalas ordinales para carga física y síntomas musculoesqueléticos.	Evaluación de exposición y prevalencia de síntomas musculoesqueléticos.
Pope et al., 1998. (145)	Trabajadores de comercio, correos aeropuertos, enfermería y fabricación. (n = 123)	Escalas analógicas visuales y datos categóricos.	Las estimaciones de la magnitud, frecuencia y duración.
Spielholz et al. 1999. (146)	Trabajadores de viveros. (n = 71)	Escalas analógicas visuales y datos categóricos.	Evaluación de factores de riesgo.
Balogh et al., 2001. (147)	Población general. (n = 14 556)	Escalas de impacto para el MMC y el Cuestionario Nórdico para los síntomas de TME.	Exposición biomecánica de la región del cuello y hombro.
Kadefors y Forsman 2000. (141)	Trabajadores del automóvil. (n = 7)	VIDAR- autoevaluación del trabajador operador, vídeo de una secuencia de trabajo.	Los trabajadores califican la carga según dolor y el malestar.
Hildebrandt et al., 2001. (148)	Trabajadores del metal, astilleros y enfermeras. (n = 1575)	DMQ- datos categóricos de carga de trabajo y las condiciones de trabajo (proporciona siete índices).	Análisis de carga física y de condiciones de trabajo, identifica los grupos de mayor riesgo.
Holte y Westgaard 2001. (149)	Sanitarios, dependientes, empleados banca y administrativos (n = 93)	Escalas visuales analógicas, datos categóricos y entrevista.	Evaluación de riesgos psicosociales para el dolor de hombro y cuello.
Dane et al., 2002. (142)	Trabajadores de oficina (n = 92)	Informes de exposición ergonómica usando método de grabación a través de la web.	Índice de las exposiciones ergonómicas, dolor, estrés laboral y limitaciones funcionales.
Kitis et al., 2009. (150)	Trabajadores industria textil. (n = 240)	DASH: valora con escala categórica la discapacidad/síntomas y existen módulos opcionales de trabajo o deportes/música.	Mide la discapacidad funcional e investiga los factores de riesgo ergonómico en trabajadores con molestias de las extremidades superiores.

Tabla 2.19. Algunas Auto-evaluaciones publicadas. Ampliada de David (2005)

La fiabilidad y validez de estos métodos no es muy alta y no permiten cuantificar de una forma precisa la exposición al riesgo (151), pero sí pueden servir, para identificar aquellos puestos de trabajo que comparativamente tienen un riesgo más alto y posteriormente en éstos, realizar un estudio ergonómico más detallado (152).

Se han publicado una serie de estudios que muestran la escasa validez de las auto-evaluaciones y una correlación débil, tanto con mediciones directas, como con métodos de observación, por ejemplo en relación a la manipulación manual de cargas (143), en las posturas de las extremidades superiores (153, 154), en las posturas de las extremidades inferiores (155) y también en el uso del ordenador (156, 157).

Es interesante destacar el meta-análisis de Barrero et al. del año 2009 en el que se analizan los métodos de auto-evaluación publicados y la validación de los mismos. La mayoría de los estudios de validez se han realizado comparando el método de auto-evaluación con métodos observacionales, arrojando como resultado una baja o moderada correlación entre ellos. Esto parece debido a problemas en el diseño de los propios estudios de validación. Al respecto podemos destacar las siguientes cuestiones: no analizar los mismos factores, no recoger la misma secuencia de tiempo y/o no aplicarse a una población (muestra) con las mismas características. Una vez corregidos estos aspectos se podría conocer mejor las ventajas y limitaciones de la información que puede obtenerse con las autoevaluaciones (158).

2.6 MÉTODOS OBSERVACIONALES.

Este tipo de métodos se encuentran según Kilbom, entre la complejidad de los métodos de medición directa y los de auto-evaluación de la escasa validez y baja fiabilidad (139). Actualmente son los de mayor difusión y los más utilizados en las evaluaciones ergonómicas (159). Requieren para su aplicación observadores entrenados, que analicen todos los aspectos de la tarea, utilizando formularios y "checklist" (listas de comprobación) (140). En general los métodos observacionales suelen medir múltiples factores de riesgo, tienen un nivel aceptable de fiabilidad y con un reducido coste de aplicación (135).

Takala et al. en 2010 realizaron una revisión sistemática de los métodos observacionales disponibles para evaluación de carga biomecánica en el trabajo. Seleccionaron para su análisis 30 métodos de todos los publicados, teniendo en cuenta como criterio de inclusión, el que existiera de ellos una adecuada información disponible. Publicaron tres interesantes tablas en las que describen las características de los métodos, la evaluación de la validez y repetibilidad, y las fortalezas y limitaciones de cada método (159).

Los métodos ergonómicos observacionales presentan importantes diferencias en relación a su complejidad y en aspectos tan importantes como, los factores de riesgo que evalúan, las partes del cuerpo analizadas, el tipo de tareas de trabajo a los que van dirigidos, la definición de los datos de entrada de cada una de las variables consideradas, o el procedimiento o sistema de evaluación final de la carga. Asimismo existen también diferencias en cuanto a la fiabilidad y forma en que se han validado los distintos métodos (72, 135). A continuación se analizan algunos de estos aspectos.

2.6.1 MÉTODOS SENCILLOS Y AVANZADOS.

Los métodos observacionales permiten registrar de una manera sistemática la exposición al riesgo del trabajador, pero en función de su complejidad existen técnicas simples y otras más avanzadas (140).

2.6.1.1 Técnicas Observacionales Simples.

En estas técnicas el evaluador utiliza cuestionarios previamente diseñados, para estudiar cada uno de los factores de riesgo, posteriormente establece prioridades de intervención en el puesto de trabajo.

Se han desarrollado un importante número de métodos ergonómicos de este tipo en la Tabla 2.20 se recogen algunos de los más destacados.

Método	Referencia
KIM (Key Item Method)	Steinberg et al. , 2006 (160)
NIOSH lifting revised equation	Waters et al. , 1993; ISO 11228-3: 2007; UNE-EN 1005-2: 2004 (161-163)
OWAS (Ovako Working Posture Analysis System)	Karhu et al. , 1977; Karhu et al. , 1981 (164, 165)
LUBA (Postural Loading on the Upper Body Assessment)	Kee y Karwowski , 2001 (166)
OCRA (Occupational Repetitive Actions)	Occhipinti , 1998; UNE-EN 1005-5: 2007 (5, 90)
SI (Strain Index)	Moore y Garg , 1995 (167)
ULRA (Upper Limb Risk Assessment)	Roman-Liu , 2007 (168)
Procedure in Standard EN 1005-4 :2005.	UNE-EN 1005-4: 2009 (74)
RULA (Rapid Upper Limb Assessment)	McAtamney y Corlett , 1993 (169)
REBA (Rapid Entire Body Assessment)	Hignett y McAtamney , 2000 (7)
QEC	Li y Buckle , 1999 (151)
ACGIH TLV HAL	Armstrong , 2006 (170)
FIOH	Ketola et al. , 2001 (171)
EAWS ,	Schaub et al. , 2012; EAWS , 2009 (172, 173)
ERIN Tool	Rodriguez et al. , 2013 (174)

Tabla 2.20. Ejemplos de Técnicas Observacionales Simples. Ampliada de David (2005).

2.6.1.2 Técnicas Observacionales Avanzadas.

Han sido desarrolladas para la evaluación postural de actividades dinámicas, registrándose los datos en video y analizándose posteriormente a través de software desarrollado para este fin. Algunas de ellas son las presentadas en la Tabla 2.21.

Método	Referencia	Función
ROTA	Ridd et al. , 1989 (175)	Evaluación tareas estáticas y dinámicas.
TRAC	van der Beek, Allard J et al. , 1992 (176)	Evaluación tareas estáticas y dinámicas.
HARBO	Wiktorin et al. , 1995 (177)	Observación de larga duración de varios tipos de trabajo.
PEO	Fransson-Hall et al. , 1995 (178)	Diferentes tareas realizadas durante un periodo de trabajo.
Video Análisis	Yen, Radwin , 1995 (179)	Diferentes tareas manuales.
PATH	Buchholz et al. , 1996 (180)	Trabajo no repetitivo.
SIMI Motion	Li, Buckle , 1999 (151)	Evaluación de movimientos dinámicos de EESS y parte superior del cuerpo.
Biomechanical Models	Chaffin D.B. et al. , 1999 (25)	Estimación de carga interna durante la realización de la tarea.
Video Análisis	Spielholz et al. , 2001 (140)	Evaluación tareas estáticas y dinámicas

Tabla 2.21. Ejemplos de Técnicas Observacionales Avanzadas. Ampliada de David (2005).

Los cambios posturales son grabados durante un tiempo representativo del trabajo, pudiendo analizarse varias articulaciones y segmentos corporales y de estos, diferentes parámetros, como la amplitud de movimiento, los cambios angulares, las velocidades o aceleraciones.

El análisis puede incluir la utilización de modelos biomecánicos humanos y de datos antropométricos, tanto posturales como de las cargas, de manera que nos permiten calcular fuerzas y momentos en las articulaciones (25). Estos modelos pueden ser de diferente complejidad que va de modelos estáticos en dos dimensiones hasta modelos dinámicos tridimensionales. Los costes de estos sistemas pueden ser importantes y requieren personal entrenado y altamente capacitado. Requieren dedicación de tiempo y hasta hace unos años se aplicaban habitualmente en laboratorio, con tareas simuladas, más que en entornos reales (135).

2.6.2 FACTORES DE RIESGO VALORADOS.

Los factores de riesgo evaluados con más frecuencia en los diferentes métodos son: postura, carga/fuerza, frecuencia y duración de la actividad; y con menor frecuencia, tienen en cuenta el tiempo de recuperación o de descanso y las vibraciones (Tabla 2.22). Otros factores que adicionalmente se pueden considerar son: condiciones ambientales, agarre de la carga, equipo de trabajo, uso de guantes, demandas visuales, condiciones individuales y factores psicosociales (135).

Método	Postura	Carga/ Fuerza	Frecuencia de Movimiento	Duración	Recuperación	Vibraciones	Otros
OWAS	✓	✓					
RULA	✓	✓	✓				
NIOSH	✓	✓	✓	✓	✓		✓
PLIBEL	✓	✓					✓
SI	✓	✓	✓	✓			✓
OCRA	✓	✓	✓	✓	✓	✓	✓
QEC	✓	✓	✓	✓		✓	✓
REBA	✓	✓	✓				✓
FIOH	✓	✓	✓	✓			✓
ACGIH TLV	✓	✓	✓	✓			
LUBA	✓						

Tabla 2.22 . Ejemplo de Factores de riesgos evaluados en Métodos Ergonómicos. Tomada de David (2005).

2.6.3 ÁREA DEL CUERPO EVALUADA.

Algunos métodos evalúan el cuerpo entero (RULA, OWAS, REBA), otros sólo los miembros superiores (OCRA, SI y ULRA), otros la parte superior del cuerpo (LUBA). La zona dorsolumbar se valora en el método NIOSH y en el procedimiento UNE EN 1005-4:2005. Existen evaluaciones que diferencian entre lado izquierdo y derecho del cuerpo como REBA y OCRA (72) (Fig. 2.16).

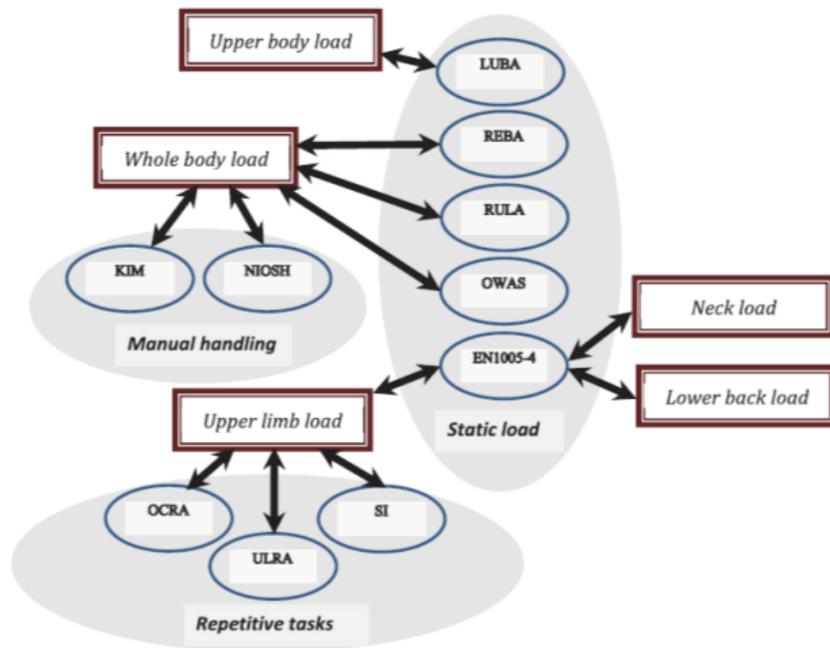


Fig. 2.16 . Algunos de los principales métodos según la parte del cuerpo que analizan y el tipo de tareas. Fuente Roman-Liu (2014).

2.6.4 TIPO DE TAREAS.

Como ya se ha comentado, el trabajo repetitivo provoca la aparición de TME y fue definido por Silverstein como el caracterizado por ciclos de menos de 30 segundos o bien cuando se dedica a acciones similares el 50% del tiempo de ciclo (78, 139). Este tipo de tareas pueden ser evaluadas por ejemplo con los métodos OCRA, SI y ULRA.

La carga estática producida por mantenimiento de la postura un tiempo determinado se analiza en métodos como OWAS, RULA, REBA, y en el procedimiento UNE EN 1005-4:2005. Y la manipulación manual de cargas se estudia en KIM (Key Item Method) (160), NIOSH Lifting Equation (UNE EN1005-2:2008) y en OWAS (164, 165).

2.6.5 PRECISIÓN DE LOS DATOS DE ENTRADA.

2.6.5.1 Datos de postura:

Como ya se ha expuesto, la postura tiene gran importancia en la aparición de TME. Para caracterizarla los métodos que evalúan la carga externa, suelen utilizar modelos simplificados del cuerpo humano, dividiéndolo en diferentes segmentos. Unos utilizan valores y otros rangos de ángulos articulares a los que asocian un código cualitativo, un multiplicador o bien una puntuación.

- Códigos cualitativos se utilizan en OWAS, KIM y NIOSH.
- Datos Cuantitativos (valores o rango de valores) se emplean en RULA, REBA, LUBA, OCRA, ULRA y en el procedimiento EN 1005-4:2005.

Casi todos esos métodos consideran movimiento en el plano sagital y la Norma EN1005-4: 2005 y LUBA considera además los desplazamientos en el plano frontal.

En la Tabla 2.23 y en la Tabla 2.24 se presentan los rangos articulares de la columna lumbar, el cuello y el miembro superior para la valoración del factor postura, según algunos de los principales métodos ergonómicos.

Part of body	Posture	EN1005-4	RULA	REBA	LUBAsitting	LUBA standing
Low back	Flexion	0°-20°	0°	0°	0°-20°	0°-30°
		20°-60°	0°-20°	0°-20°	20°-60°	30°-60°
		>60°	20°-60°	20°-60°	>60°	60°-90°
	Extension	<0°	0°-20°	0°-20°	-	0°-10°
			>20°	>20°		10°-20°
Lateral bending	0°-10°	0°	0°	0°-10°	0°-10°	
	>10°	>0°	>0°	10°-20°	10°-20°	
Rotation	0°-10°	0°	0°	0°-20°	0°-20°	
	>10°	>0°	>0°	20°-30°	20°-30°	
				30°-45°	30°-45°	
Neck	Flexion	0°-10°	0°-10°	0°-20°	0°-20°	0°-20°
		10°-40°	10°-20°	>20°	20°-45°	20°-45°
	Extension	>40°	>20°	0°	>45°	>45°
			>0°	>0°	0°-30°	0°-30°
	Lateral bending	0°-10°	0°	0°	0°-30°	0°-30°
		>10°	>0°	>0°	30°-45°	30°-45°
	Rotation	0°-45°	0°	0°	>45°	>45°
		>45°	>0°	>0°	0°-30°	0°-30°
			30°-60°	30°-60°		
			>60°	>60°		

Tabla 2.23 . Rangos de ángulos para valoración de la postura columna lumbar y cuello en algunos de los principales métodos. Fuente Roman-Liu (2014).

Posture	ULRA	LUBA	RULA	REBA	EN1005-4	OCRA
Arm flexion	q ₁	0°-45°	0°-20°	0°-20°	0°-20°	-
		45°-90°	20°-45°	20°-45°	20°-60°	
		90°-150°	45°-90°	45°-90°	>60°	
Arm extension	q ₁	>150	>90°	>90°		
		0°-20°	0°-20°	0°-20°	>0°	-
		20°-45°	<20°	<20°		
Arm adduction	q ₂	45°-60°				
		>60°				
		0°-10°	-	-	0°-20°	-
Arm abduction	q ₂	10°-30°			20°-60°	
		>30°			>60°	
		0°-30°	0°	0°	<0°	-
Arm Medial rotation	q ₃	30°-90°	>0°	>0°		
		>90°				
		0°-30°	0°	0°	-	-
Arm lateral rotation	q ₃	30°-90°	>0°	>0°		
		>90°				
		0°-10°	0°	0°	-	-
Elbow flexion	q ₄	10°-30°	>0°	>0°		
		>30°				
		0°-45°	0°-60°	0°-60°	0°-45°	0°-60°
Forearm pronation	q ₅	45°-120°	60°-100°	60°-100°		>60°
		>120°	>100°	>100°		
		0°-70°	-	-	-	0°-60°
Forearm supination	q ₅	>70°				>60°
		0°-90°	-	-	-	0°-60°
		>90°				>60°
Wrist radial deviation	q ₆	0°-20°	0°	0°	-	0°-15°
		20°-60°	>0°	>0°		>15°
		>60°				
Wrist ulnar deviation	q ₆	0°-20°	0°	0°	-	0°-20°
		20°-45°	>0°	>0°		>20°
		>45°				
Wrist flexion	q ₇	0°-10°	0°	0°-15°	-	0°-45°
		10°-30°	0°-15°	>15°		>45°
		>30°	>15°			
Wrist extension	q ₇	0°-10°	0°-15°	0°-15°	-	0°-45°
		10°-20°	>15°	>15°		>45°
		>20°				

Tabla 2.24 . Rangos de ángulos para valoración de la postura del miembro superior en algunos de los principales métodos. Fuente Roman-Liu (2014).

2.6.5.2 Datos de la Fuerza.

La mayoría de los métodos consideran la fuerza ejercida por el trabajador durante la tarea. Así OWAS, REBA y RULA, lo relacionan con los kg. manipulados. El método OCRA utiliza la escala de Esfuerzo Percibido de Borg (86) o bien la relación del esfuerzo con el porcentaje de la máxima contracción voluntaria (MVC).

Jones y Kumar en 2007 (181) afirman que aún no se ha alcanzado un completo acuerdo entre autores en cuanto a la relación entre el esfuerzo valorado por medios cuantitativos como por ejemplo, la electromiografía (EMG) y medios psicofísicos como la escala de Borg CR-10) (5, 7, 167, 169, 182). En su estudio comparan el efecto de la definición de la variable esfuerzo en varios métodos entre ellos OCRA (también ACGIH TLV y SI). Contrastando la medición objetiva-cuantitativa del esfuerzo con EMG usando el % MCV y por otra parte la subjetiva-cualitativa con la escala psicofísica de Borg CR-10. Encontraron diferencias significativas en la valoración obtenida al sustituir la variable fuerza de la escala de Borg al % MVC, y observaron un aumento de las puntuaciones del índice de riesgo, esto indica que los resultados obtenidos para la variable esfuerzo no serían totalmente equivalentes (181).

Por otra parte, Bao et al. en 2006 (183) comparan el resultado del factor fuerza a través de autoinformes del trabajador (escala de Borg), la observación subjetiva de experto ergónomo (escala ACGIH) y medición directa con dinamómetros, encontraron una correlación débil entre medición directa y la autovaloración del trabajador con Borg CR10 (0,36, $p < 0,001$) concluyendo que no se pueden considerar intercambiables ambos métodos.

A pesar de estas objeciones, estudios previos avalan la utilización de la Escala de Borg (42, 88, 89) y esta se ha impuesto como técnica para la valoración del esfuerzo asociado a una tarea, siendo adoptada como una de las principales formas de cuantificar la fuerza en normativa técnica tan difundida como la norma UNE-EN 1005-5: 2007 y la norma ISO 11228-3 (90, 162).

2.6.5.3 Datos de Tiempo o Duración de la Tarea.

Para evaluar la carga física es muy importante conocer tanto la duración de la tarea y como la secuencia de tiempo o ciclo de trabajo que se va a estudiar. Por otra parte, la frecuencia de los movimientos, nos permite diferenciar entre trabajo repetitivo y estático. Así, por ejemplo, en métodos como REBA y RULA, se diferencia entre estático (postura mantenida más de 1 minuto) y repetitivo (más de 4 repeticiones por minuto).

El concepto de multitarea es también importante, ya que en la mayoría de los puestos de trabajo se realizan tareas diversas y una correcta evaluación ergonómica, debe de contemplar todas ellas. Métodos como NIOSH y OCRA permiten valorar de forma integrada varias tareas (5, 184).

2.6.6 PROCEDIMIENTO Y SISTEMA DE EVALUACIÓN FINAL.

Tras introducir los datos en el método, se va a obtener una valoración final aplicando dos tipos de procedimiento: tablas y/o ecuaciones, estas últimas compuestas de una serie de multiplicadores.

Las ecuaciones se emplean en los métodos NIOSH, SI y OCRA. Mientras OWAS, RULA Y REBA utilizan una serie de tablas de varias entradas.

Como resultado del método se obtiene una valoración del nivel de riesgo de desarrollar TME, con una graduación que puede variar de 3, 4 o 5 niveles. Además de la clasificación del riesgo, algunos métodos incluyen la correspondencia de cada uno de los niveles con una serie de actuaciones para reducir la carga, indicando incluso la prioridad y si es preciso realizar cambios en la tarea de forma inmediata.

La dificultad principal estriba en que los sistemas de puntuación aplicados en los distintos métodos son en gran medida hipotéticos, al no existir datos epidemiológicos claros de cómo se deben ponderar cada uno de los factores de riesgo, ni tampoco haber sido cuantificada la interacción real entre ellos al combinarse de forma simultánea (135, 185).

2.6.7 VENTAJAS Y LIMITACIONES DE LOS MÉTODOS OBSERVACIONALES.

Algunas de las principales **ventajas** de estos métodos observacionales es que son relativamente fáciles de aplicar en una amplia gama de lugares de trabajo, sin perturbar al trabajador y son adecuados para la evaluación de las posturas estáticas o repetitivas (60, 135).

Otra ventaja es que no requieren instrumentación, ya que se aplican en su mayoría con papel y lápiz y que los más difundidos, están disponibles en páginas web de acceso libre, en las que se facilitan los cálculos y la valoración final con sencillas aplicaciones descargables (46).

Como **limitaciones** se puede indicar que los métodos basados en video pueden presentar problemas de oclusión de la visión de la tarea, errores de paralaje o desviación angular y sesgos debidos al observador. Por otro lado, estos problemas se incrementan en articulaciones con rango articular pequeño como son las muñecas.(140).

Lowe en 2004 detectó errores que pueden cometerse al aplicar este tipo de métodos, como puede ser el no clasificar adecuadamente la postura, lo que al parecer sucede con más frecuencia cuando el número de categorías de la escala para clasificarla es mayor. Se hallaron también errores en las estimaciones de la distribución temporal de la postura, tendiéndose a sobrevalorar el porcentaje del ciclo de trabajo en posturas neutras y a subestimarse el porcentaje de posturas extremas. Por ello Lowe estima la necesidad de desarrollar métodos más precisos y en los que se pueda analizar el trabajo en entornos reales, no en laboratorio (186).

Chiasson et al en 2012 publican un estudio en el que comparan ocho métodos ergonómicos, en la Tabla 2.25 se expresan las fortalezas y limitaciones de cada uno de esos métodos según su experiencia (187).

Métodos	Fortalezas	Debilidades
QEC	Bueno como screening. Fácil de aprender. Rápido de usar. Considera la percepción de los trabajadores. Útil para obtener información de las causas de los factores de riesgo más importantes. Proporciona valoraciones de diferentes regiones del cuerpo. El índice QEC mano / muñeca se calcula con mucho menos esfuerzo que Índice OCRA y ambos métodos presentan un % de acuerdo del 74% en la identificación de puestos de trabajo con nivel alto riesgo. El índice General QEC, RULA y REBA presentan un acuerdo del 90% para alto nivel de riesgo.	La evaluación de riesgos puede estar sesgada porque se tiene en cuenta la percepción de los trabajadores. Proporciona poca orientación con respecto a los objetivos que deben cumplir.
FIOH	Bueno para screening inicial. Rápido de usar. Considera la percepción de los trabajadores. Los puestos de trabajo identificados como de alto riesgo por FIOH fueron identificados igualmente por RULA en el 89% de los casos.	La evaluación de riesgos puede estar sesgada porque tener en cuenta la percepción de los trabajadores. Proporciona poca orientación con respecto a los objetivos que deben cumplir.
SI	Considera la percepción de los trabajadores. Útil para obtener información de las causas de los factores de riesgo más importantes. Proporciona una base para la discusión fortalezas y debilidades de los PT con los trabajadores. SI es más conservador que HAL en la identificación de puesto con nivel de riesgo alto.	Es necesario un estudio de tiempos. La evaluación de riesgos puede estar sesgada por la percepción del trabajador. Apropiado para la evaluación de PT con el ciclo corto. SI y HAL usan diferentes definiciones de trabajo repetitivo. Usando SI después de QEC proporciona poca información adicional del nivel de riesgo.
HAL	Considera la percepción de los trabajadores.	Es necesario un estudio de tiempos. La evaluación de riesgos puede estar sesgada por la percepción del trabajador. Es apropiado para la evaluación de PT con el ciclo corto. SI y HAL utilizan diferentes definiciones de trabajo repetitivo.
OCRA	Se considera la percepción del trabajador. Tiene en cuenta un gran número de características del trabajo.	Es necesario un estudio de tiempos. La evaluación de riesgos puede estar sesgada por la percepción del trabajador. Difícil de aprender. Muy costoso de utilizar para obtener una visión global de un gran número de PT. Requiere mucho más esfuerzo en comparación con el método QEC; la ventaja de utilizar OCRA es pequeña si se considera que el % de acuerdo QEC con OCRA es del 82% en la identificación de PT con riesgo alto.
RULA	Rápido de usar. Todos los PT identificados como de riesgo alto por QEC también se identificaron así por RULA en el 96% de los casos.	No proporciona una subclasificación para diferentes regiones del cuerpo. El observador debe decidir qué tareas para evaluar si el trabajo es variable
REBA	Rápido de usar. Todos los PT identificados como de riesgo alto por QEC también se identificaron así por REBA en el 91% de los casos.	No proporciona una subclasificación para diferentes regiones del cuerpo. El observador debe decidir qué tareas para evaluar si el trabajo es variable
EN-1005-3	Proporciona un valor de límite superior. Tiene en cuenta un gran número de características del trabajo.	Muy costoso de utilizar para obtener una visión global de un gran número de PT. Proporciona una evaluación conservadora. No recomendado como método de screening.

Tabla 2.25. Fortalezas y limitaciones de los principales métodos observacionales. Tomado de Chiasson et al. (2012).

Una vez revisadas las principales características de los métodos ergonómicos observacionales, es interesante destacar que, para la selección del más adecuado en cada caso, los usuarios deberían definir sus necesidades y cómo los resultados van a afectar a una posterior toma de decisiones.

Las siguientes recomendaciones pueden ser útiles para realizar la **elección de la aproximación metodológica** más adecuada para la realización de la evaluación ergonómica en cada situación (159):

- Definir objetivos y necesidades antes de comenzar la observación, así como los recursos disponibles, conociendo la variabilidad de las exposiciones entre los sujetos y en el tiempo. Las auto evaluaciones pueden ser una opción, pero es importante saber que no siempre los cuestionarios están validados (158).
- Para hacer un *screening*, se pueden usar métodos sencillos y rápidos (por ejemplo, QEC, ACGIH HAL, y otros checklist) y valorar si hace falta investigar con más detalle.
- Para las tareas identificadas con más riesgo se pueden aplicar métodos que den resultados numéricos más precisos (por ejemplo, OCRA, SI, ACGIH/TLV).
- Si se precisa información más detallada sobre la frecuencia y la duración de las acciones, se recomienda realizar la valoración con observaciones continuas (por ejemplo, análisis continuo de vídeo o medición directa).
- Para reducir los errores metodológicos causados por la variabilidad intra e inter-observador los evaluadores deben estar lo suficientemente adiestrados en el uso de las diferentes herramientas.

2.7 MEDICIÓN DIRECTA.

Aunque los técnicas observacionales son las más frecuentemente empleadas, se han desarrollado también métodos que miden de forma directa la carga física del trabajo, por medio de dispositivos o sensores colocados el propio trabajador (135).

Podemos citar los siguientes:

- **Goniómetros electrónicos:** con ellos se registran las posturas de las articulaciones en uno o dos planos. Miden el desplazamiento angular y han sido utilizados ampliamente en diversos tipos de estudios (188-192).
- **Lumbar Motion Monitor (LMM):** se trata de un exoesqueleto electrónico que captura los datos en 3D del movimiento del tronco. Evalúa postura y movimiento de la espalda (193, 194).
- **Inclinómetros:** se trata de acelerómetros tri-axiales que se han desarrollado para la evaluación de posturas corporales y movimientos, pudiéndose utilizar en entornos reales y durante amplios intervalos de tiempo de trabajo (195-199).
- **Electromiografía de Superficie (EMGs):** registra la actividad mioeléctrica de los músculos durante la realización de las tareas, permite conocer la tensión muscular al desarrollar una fuerza y estudiar la fatiga muscular. La interpretación de la señal en EMG de superficie puede resultar una labor complicada. (140, 200, 201).
- **Cyberglobe:** es un guante que permite medir la fuerza y la postura de la mano (202).
- **Captura de movimiento Humano:** Estas técnicas permiten en la actualidad conocer la postura y movimiento real del ser humano a partir de marcadores reflectantes o bien sensores electromagnéticos colocados en puntos anatómicos concretos. Las coordenadas tridimensionales pueden ser incluso grabadas en tiempo real. La mayoría de estos sistemas son de uso en laboratorio, pero se han desarrollado nuevas técnicas que permiten captar movimiento en entornos reales. (203-205).

Los sistemas de medición directa permiten, por tanto, obtener datos precisos de un importante número de variables de la exposición del trabajador. Los datos se obtienen colocando sensores directamente sobre el sujeto, en algunos casos pueden interferir con el trabajo y en otros sólo pueden ser empleados en laboratorio (151). Una nueva generación de sistemas inalámbricos ha incrementado su portabilidad y está consiguiendo solucionar este problema (204, 206).

Van der Beek en el año 1998 estudió las diferencias entre la medición directa de la carga externa realizada en el puesto de trabajo y la llevada a cabo en laboratorio, analizando las variables postura, movimiento y fuerza en sus tres dimensiones: magnitud, duración y frecuencia (138). Concluyendo que los sistemas aplicables en el lugar de trabajo tienen ventajas respecto a los usados en laboratorio, tanto para la variable fuerza como para la variable movimiento en todas las dimensiones. Sólo se detectó un mayor precisión en laboratorio en la medición del rango articular para la variable postura, pero no en la cuantificación de la frecuencia de la citada variable que se mide también mejor en entornos reales (60).

Recientemente se han publicado interesantes revisiones sistemáticas que analizan los sistemas de medición directa:

1. Carnaz et al 2010 realizan una revisión bibliográfica en la que se analizan las aplicaciones y limitaciones de los sistemas de medición directa del movimiento del **cuello en el lugar de trabajo**. En la mayoría de las publicaciones estudiadas se utilizaban inclinómetros como sistema de medición (154, 197, 207, 208).

Los estudios se valoran metodológicamente de acuerdo a sus características de diseño, la exposición analizada, la evaluación de resultados y el análisis estadístico. Los resultados muestran que en la mayoría de los publicaciones no registran simultáneamente los tres ejes de movimiento del cuello (flexión-extensión, flexión lateral y rotación), ni la combinación de estos movimientos. Siendo este aspecto muy relevante en la funcionalidad de la columna cervical y relacionado con la presencia de dolor y lesiones.

Las deficiencias encontradas ponen de manifiesto la necesidad de nuevos sistemas de valoración del cuello que superen estas limitaciones y que sean capaces de:

- Estudiar todas las posturas, incluso movimientos combinados.
- No interferir el movimiento.
- Permitir capturar la postura durante el trabajo, siendo ligero y portátil.

Por otra parte, ninguno de los artículos científicos incluidos evalúa un número suficiente de sujetos para llegar a la tasa de participación mínima (80%) que se requiere para una alta calidad metodológica en el análisis de la exposición ocupacional. Esta deficiencia, sin embargo, se debe considerar con cautela ya que hay que comprender las dificultades metodológicas inherentes a los estudios que utilizan sistemas de medición directa. Se concluye por tanto, que la **muestra sea pequeña parece más ser una característica** que una limitación de este tipo de estudios (209).

2. Williams en 2010 realiza una revisión sistemática de la validez de los sistemas de medición directa del rango de movimiento **cervical** (ROM), hallando una buena fiabilidad y validez concurrente de los goniómetros (tipo Spin-T) y de los inclinómetros, siendo estos últimos ventajosos por su portabilidad. No obstante, se consideran necesarias investigaciones adicionales y con una adecuada metodología para todos los dispositivos que se describen en las publicaciones revisadas (210).
3. Brink et al. en 2011, revisan la evidencia científica de los instrumentos 3D para medir la postura de **la espalda**. Encontrando 18 formas no invasivas 3D para medir la posición de la columna en posición sentado o de pie. Algunos de los sistemas más significativos que han sido utilizados en estudios publicados se reflejan en la Tabla 2.26.

Sistema Medición Postura	Tipo	Algunos Estudios Publicados
FASTRAK electromagnetic digitizer(Polhemus) (USA)	Electromagnetic devices.	Astfalck et al. , 2010, Caneiro et al. , 2010 (211, 212)
Lumbar Motion Monitor (LMM)	Electrogoniometer.	Jang et al. , 2007 (213)
Optotrak motion analysis system (Canada)	Optoelectronic analysis systems.	Rempel et al. , 2007 (214)
Peak Motus motion analysis system (USA)	Optoelectronic analysis systems.	Straker et al. , 2009 (215)
Elite system (Italy)	Optoelectronic analysis systems.	Lissoni et al. , 2001 (216)
Vicon motion analysis system (UK)	Optoelectronic analysis systems.	Skalli et al. , 2006 (217)
Qualysis Proreflex Motion Capture Unit system (Sweden)	Optoelectronic analysis systems.	Grip et al. , 2007, Neiva et al. , 2009 (218, 219)
Fonar upright positional MRI (USA)	Magnetic resonance imaging.	Lafon et al. , 2010 (220)
Metrecom electromechanical (USA)	3D digitizer.	Gram, Hasan , 1999 (221)
INSPECK (Canada)	3D digitizer.	Pazos et al. , 2007 (222)
Zebris CMS20 (Germany)	Ultrasound analysis system.	Theisen et al. , 2010 (223)

Tabla 2.26 . Instrumentos 3D para medir la postura de la espalda. Fuente Brink et al. (2011 y 2013).

La revisión concluye que si bien estos sistemas suponen un importante avance, son necesarias nuevas investigaciones sobre la fiabilidad y validez de estos instrumentos, para mejorar el nivel de la evidencia científica de la medición de la postura de la columna. Es importante además, que se definan los **estándares de referencia** de manera clara y tener en cuenta la cualificación del evaluador que realiza la medición.

2.7.1 VENTAJAS Y LIMITACIONES.

De los tres tipos de métodos expuestos para medir la carga externa del trabajo: los auto informes, los observacionales y los de medición directa, estos últimos son los que aportan **mayor exactitud** (60, 139, 224).

Por tanto, **la precisión y la objetividad** pueden considerarse como las principales ventajas de este tipo de métodos. Se exponen a continuación algunos estudios publicados que han venido a confirmar estos aspectos.

1. Spielholz et al. en 2001 comparan los tres tipos de métodos para valoración de la exposición al riesgo de sufrir **TME del miembro superior**. Los auto informes, los métodos observacionales con análisis de video aplicando concretamente OWAS y PATH, y la medición directa con EMG de superficie y electrogoniometría (Biometrics Ltd.) valorando posturas extremas, repetición, fuerza y velocidad, todo ello en 18 trabajadores.

Destaca el hecho de que cada uno de los tipos de métodos puede presentar **errores** de medición inherentes a sus características. Los cuestionarios tienen problemas con la reproducibilidad y sesgo subjetivo, mientras que el análisis de vídeo presenta error de paralaje (o desviación angular) y oclusiones visuales debidas al punto de vista de la cámara y así como también se puede producir sesgo por el observador. La medición directa por su parte presenta sobretodo errores de calibración y medición en la duración y repetición en posturas extremas así como en la definición de posturas neutras.

Los resultados indican que los auto-informes son el método de evaluación menos preciso y que pueden sobreestimar la exposición al riesgo, aunque esto se reduce con la aplicación de escalas psicofísicas. El análisis con vídeo y la medición directa presentan altos valores de acuerdo, siendo más precisa la medición directa en todos los parámetros analizados con excepción de la velocidad y repetición de las desviaciones de muñeca.

La medición directa resultó por tanto la más precisa, este hecho debe ser considerado a la hora de seleccionar el método idóneo tanto para realizar la evaluación de la exposición al riesgo de las extremidades superiores como para su estudio epidemiológico (140).

2. Chen et al. en 2010, realizan una comparación entre métodos de medición directa y observacionales de la actividad de **la extremidad superior en el lugar de trabajo**. Se utiliza la grabación de vídeo y la medición directa con EMG de superficie y electrogoniometría. Sobre una muestra de 19 trabajadores se aplica el Cuestionario Nórdico y los métodos observacionales ACGIH HAL, Strain Index. La correlación obtenida entre la medición directa y el método de observación es moderada y significativa ($r = 0.62$, $p < 0.01$). Concluyen que el método de observación puede ser útil para estimar la carga física cuando no es posible realizar una medición directa que es la que aporta una mayor precisión (201).
3. Ditchen et al. en 2013 estudian la validez de un cuestionario de autoevaluación para valorar carga física en la **rodillas** debida a posturas de trabajo. Para ello, lo comparan con mediciones objetivas de las posturas obtenidas con el Sistema CUELA (225, 226), observando que hay importantes diferencias entre ambas medidas y viéndose clara la ventaja del uso de datos objetivos siempre que sea posible, aunque estos pueden ser complementados si acaso, con el uso de cuestionarios (155).

Como **limitaciones** de la medición directa se puede apuntar que en la mayoría de los casos, el posterior análisis e interpretación de los datos debe ser realizado por personal cualificado y en ocasiones requiere un importante post proceso. La instrumentación necesaria en estos métodos demanda habitualmente una importante inversión económica inicial y en algunos equipos como se ha comentado pueden existir además errores o dificultades de calibración. Algunos instrumentos son sólo aplicables en laboratorio y es conveniente tener en cuenta la interferencia que pueden producir con la realización de la tarea, aquellos que pueden utilizarse en el lugar de trabajo.

Si bien es cierto que la tecnología está avanzando de manera significativa para eliminar las limitaciones existentes, todos estos aspectos hacen necesario valorar en cada situación la elección del método el nivel de recursos y precisión necesaria. (60, 135).

La simulación, la realidad virtual y la captura de movimiento son técnicas relativamente recientes que se ha ido incorporando a los nuevos sistemas de evaluación ergonómica y por ello se describen algunos de sus principales aspectos en los siguientes capítulos.

2.7.2 SIMULACIÓN Y REALIDAD VIRTUAL.

Los estudios de simulación, empleados en diversas áreas de la investigación, son de gran utilidad para conocer el comportamiento de ciertos fenómenos bajo diferentes escenarios virtuales a través de algún software especializado (227).

Los Modelos humanos digitales (DHM) y la simulación virtual facilitan considerablemente evaluaciones ergonómicas (228-230). Así la implementación de DHM en herramientas virtuales 3D utilizadas ya anteriormente en procesos de fabricación, permiten realizar cálculos biomecánicos e incluso aplicar métodos ergonómicos observacionales. Todo esto puede ayudar a predecir la fatiga física y el riesgo de sufrir un TME. Esta información además es útil en la validación del diseño del puesto de trabajo y de la organización de las tareas, permitiendo realizar cambios en incluso en etapas tempranas de diseño, lo que favorece la mejora continua del proceso (231).

Los primeros desarrollos de DMH datan de los años 60 y han sufrido un importante avance recientemente, fundamentalmente por las mejoras que ha supuesto su utilización, y por la resolución de las limitaciones asociadas a los programas de software utilizados.

Örtengren R. et al (232) clasifican los DHM en 2 grandes grupos: modelos cognitivos/actuación (CA DHM) y modelos físicos (F DHM). Los primeros permiten calcular fuerza y momentos en las articulaciones y otras partes del cuerpo, durante la ejecución de la actividad. El segundo grupo simula la apariencia y movilidad humana mediante un maniquí visualizado gráficamente dentro de un entorno virtual 3D generado por ordenador. Algunos de los principales modelos comerciales de maniqués que se utilizan actualmente en la simulación ergonómica de procesos industriales son: 3DSSPP™, EAI Jack® (UGS) y DELMIA HUMAN (Dassault Sistemas), Anybody Modeling System (233) y RAMSIS (234). El movimiento se obtiene en la mayoría de los casos por cinemática inversa, considerando al ser humano virtual como un robot (235).

La realidad virtual (VR) proporciona una recreación del entorno y elementos del trabajo y permite al individuo interactuar a través de ciertos dispositivos. Se han creado aplicaciones para su uso en ergonomía para evaluar diferentes aspectos de tareas manuales (194, 236, 237).

Es claro que el objeto de la integración de los métodos de evaluación ergonómica en VR es facilitar el proceso de diseño del trabajo, mejorando la eficiencia y reduciendo el coste. Hipotéticamente, si un entorno virtual pudiera proporcionar un 100% de fidelidad, haría que el usuario se sintiera igual que en el mundo real, entonces sí podríamos medir de forma similar la carga de trabajo de ambas formas. Esto aún no es posible, por las limitaciones técnicas y económicas, pero parece clara la relevancia que esto puede tener en la industria y en la salud laboral por lo que se presenta como una de las más importantes líneas de investigación actualmente.

Diferentes investigadores han desarrollado recientemente estudios ergonómicos a través de simulación y modelos humanos digitales:

1. Hu et al. en 2011 estudiaron la correlación entre valoración ergonómica de tareas manuales en un entorno real y la utilización de entornos de realidad virtual. El sistema de simulación de realidad virtual utilizado en su experimento fue el 5DT[®] HMD 800-26 3D, (<http://www.5dt.com>) para la visualización del entorno virtual y para la captura de movimiento eligieron sensores electromagnéticos de Polhemus (Fastrak y Patriot, <http://www.polhemus.com>). Hallaron correlación positiva en algunos de los índices analizados y en la mayoría de los casos los sujetos experimentaron de manera más temprana malestar y fatiga en entorno virtual (238).
2. Lämkuil et al. en 2009 presentaron un estudio de evaluaciones ergonómicas realizadas en la factoría *Volvo Car Corporation* en Gotemburgo a través de simulación y modelos humanos digitales (DHM-tools) mostrando la utilidad de este tipo de herramientas en el diseño adecuado de las posturas, movimientos y espacios de trabajo. Poniendo de manifiesto que estas técnicas favorecen la retroalimentación para la realizar cambios en el proceso y en el diseño del trabajo,

siendo importante la difusión de resultados obtenidos para conseguir un mejor desarrollo y aplicación eficiente de las mismas (239).

3. Sanchez- Lite et al. en el año 2013 desarrollaron un método de evaluación postural (NERPA) similar al método RULA tratando de superar las limitaciones de éste. El método se aplica a través de un DHM que incluye un modelo biomecánico 3D y que a su vez se integra en una herramienta de diseño CAD. El movimiento es capturado en tiempo real en laboratorio con un sistema optico y se introduce en el entorno virtual en 3D, todo ello permite la integración del proceso de trabajo, los recursos (equipos, máquinas, herramientas) y los factores humanos ergonómicos. (240)
4. De Magistris et al. en año 2013, crean un modelo digital humano 3D (DHM) dinámico al que transfieren el movimiento capturado por un sistema optico y que calcula fuerzas y aceleraciones. Permite realizar estudios ergonómicos tanto de tareas reales como simuladas, aplicando procedimientos de las normas UNE EN 1005 1-5 y el cálculo del Índice OCRA, en cuanto a postura, fuerza y repetitividad. Se trata de un sistema de laboratorio (203).
5. También en 2013, Alexopoulos et al. presentan ErgoToolkit, sistema que implementa métodos de análisis ergonómico, dentro de las herramientas de simulación de tareas de fabricación que disponen de modelos humanos digitales. Se analizan posturas y esfuerzos y se muestra que son instrumentos útiles para detectar problemas ergonómicos, en fase de diseño, antes de la instalación física del puesto de trabajo (241).

2.7.3 CAPTURA DE MOVIMIENTO.

Los "Modelos virtuales" que imitan los movimientos y los gestos de los seres humanos se han desarrollado gracias a una herramienta clave: la captura de movimiento "*Motion Capture*", que en adelante denominaremos MoCap (242).

En la actualidad los sistemas MoCap están siendo ampliamente utilizados por numerosas compañías en el ámbito del modelado 3D, animación virtual y aplicaciones cinematográficas. Las razones son obvias:

Los sistemas MoCap permiten obtener un modelo 3D computerizado del movimiento humano, en consecuencia es posible manipular dicho modelo de múltiples formas, girarlo, aumentar su tamaño, observar detalles desde cualquier ángulo, incorporarlo a otros escenarios 3D, etc. Todo ello proporciona múltiples campos de aplicación, pero no sólo en el ámbito de la animación virtual, sino también en campos como la medicina e ingeniería.

En Medicina, por ejemplo, se ha utilizado en el área de la rehabilitación para el tratamiento de lesiones del tren inferior, por lo que el estudio de la marcha ha experimentado un gran desarrollo mediante esta técnica. Aplicaciones en ámbitos tan distintos como la neurociencia, ciencias deportivas, demuestran el amplio campo de actuación de estas técnicas.

En la ingeniería el uso de MoCap es esencial en desarrollo de productos ergonómicos, garantizando su correcto uso y favoreciendo posibles cambios rápidos durante el desarrollo.

En la Ergonomía del Trabajo se ha extendido también la aplicación de los sistemas MoCap, con el fin de lograr a través del análisis del movimiento de un sujeto en el puesto de trabajo, evaluar los posibles riesgos ergonómicos derivados de su actividad, y también facilitar el diseño y rediseño de su puesto de trabajo.

Actualmente se disponen de distintas tecnologías y sistemas MoCap, pero quizás las más ampliamente utilizadas se basan en métodos ópticos, que utilizan marcadores esféricos reflexivos y cámaras con antorchas de luz infrarroja capaces de recoger la reflexión infrarroja de los marcadores (Fig. 2.17). Son sistemas muy avanzados (243-245) que nos permiten incluso la captura de movimientos faciales.

Este tipo de sistemas ópticos son ampliamente reconocidos y utilizados en un gran número de estudios biomecánicos publicados (194, 203, 240, 246, 247).

El proceso de funcionamiento es relativamente sencillo. Primero se ubican marcadores sobre las articulaciones y los puntos principales de movimiento del actor. Las posiciones de los marcadores son tomadas por varias cámaras simultáneamente y son computadas por triangulación para obtener sus posiciones 3D reales fotograma a fotograma, generando así un conjunto de datos de movimiento. Esta información se transfiere a un personaje tridimensional, previamente modelado en el computador.



Fig. 2.17. Sistema VICON. Colocación de Marcadores. Detalle de cámaras.

Generalmente este tipo de sistemas necesitan un estudio o lugar adaptado a tal efecto, con las cámaras dispuestas convenientemente y los sistemas de calibración apropiados; el tiempo de captura suele ser alto y necesitan de operadores altamente preparados en su funcionamiento, especialmente para eliminar posibles errores derivados de oclusión de los marcadores durante la filmación.



Fig. 2.18. Sensores inerciales y su posible colocación en el cuerpo.

Los sensores inerciales de movimiento (Inertial Measurement Units: IMUs) (Fig. 2.18), son la base de el otro gran grupo de sistemas MoCap no ópticos y han supuesto un importante avance logrando superar en gran medida las limitaciones de los sistemas basados en visión (Fig.3). Tecnológicamente este tipo de sensores están basados en los llamados sistemas MEMS (*MicroElectromechanical System*). Esta tecnología integra diversos dispositivos empaquetados de un tamaño que varía típicamente entre un milímetro y un micrómetro. Se ha convertido en una de las áreas tecnológicas de más rápido crecimiento de la industria y su rango de aplicaciones crece constantemente. Algunos de los más utilizados son los comercializados por Xsens, Polhemus, Intersense, y Triviso (248, 249).

Los sensores inerciales tienen como principal dispositivo los giróscopos, capaces de detectar los cambios de ángulo en cada uno de sus ejes cuando cambian su orientación. Los sensores magnéticos utilizan magnetómetros, estos dispositivos miden la fuerza y la velocidad de los campos magnéticos, para calcular los giros se apoyan en las desviaciones frente a estos campos. Los giróscopos y los magnetómetros se complementan con acelerómetros que combinados permiten obtener los ángulos del sensor en los tres ejes del espacio y a una frecuencia de 25 ó 100 Hz. Parecen ser el más prometedora de las tecnologías de captura de movimiento disponible para uso en campo y teniendo en cuenta su tamaño, precisión portabilidad y coste (250, 251).

El fin último de los sistemas MoCap tanto los ópticos como los basados en sensores es trasladar el movimiento capturado del actor o personaje real a un personaje virtual o modelo humano digital. A su vez el movimiento del esqueleto depende de que orientemos correctamente cada segmento corporal respecto a su segmento “padre” y en cada instante de tiempo.

Si utilizamos sensores de movimiento, éstos ya nos dan directamente una orientación en el espacio, en el caso de utilizar marcadores ópticos, deben de ubicarse al menos tres marcadores para poder orientar correctamente cada segmento corporal (se necesita conocer la posición XYZ de tres puntos para orientar un sólido rígido).

Desde un punto práctico parece más operativo utilizar sensores que marcadores ópticos, sobre todo si la finalidad es realizar un estudio de Ergonomía del trabajo (198, 252-254).

Haggag et al. en 2013, prueban la aplicación de Kinect, sensor que fue introducido en la consola de juegos Xbox y que permite un sistema de captura de movimiento portátil de bajo costo para realizar una evaluación rápida en tiempo real de las extremidades superiores aplicando método RULA. Puede ser interesante poder integrar diversas tecnologías de captura de movimiento, así como diferentes métodos de evaluación (255).

Las principales ventajas de los sistemas basados en sensores serían:

- Eliminar el problema de las oclusiones que se producen cuando al menos dos cámaras no captan un marcador. Esto es de gran importancia en un entorno real, como es un puesto de trabajo, donde los obstáculos son inevitables (256).
- Tener menos requerimientos de hardware, lo que permite un sistema portable fuera del laboratorio.
- Producir una mínima interacción con el trabajador, ya que pueden ser colocados sobre la ropa, no es necesario que sea sobre la piel o una malla ajustada como los marcadores ópticos.

Como desventaja podemos señalar una menor precisión, respecto a los sistemas ópticos como Vicon Motion System (245). Esto se aprecia por ejemplo en la captura del movimiento de las extremidades inferiores, donde se pueden encontrar variaciones de 2-3 grados en un segmento corporal como el muslo (Fig. 2.19) (225, 246, 254, 257).



Fig. 2.19. Análisis simultáneo del Sistema VICON y MH-Sensors.

Por otra parte, los sensores inerciales pueden tener en algunos casos derivas en el cálculo de la orientación, si existen perturbaciones magnéticas por proximidad de máquinas en funcionamiento. Esto puede suceder en el sensor de la mano cuando el trabajador activa por ejemplo un atornillador eléctrico (251, 253). Para resolver esta cuestión, se corrigen de forma manual los ángulos proporcionados, mientras que las aceleraciones registradas son habitualmente correctas, así como también la información de las vibraciones provocadas por la herramienta.

Las correcciones manuales también son necesarias con frecuencia en sistemas ópticos, en el caso de pérdida visual de marcadores, y pueden requerir gran consumo de tiempo de post-proceso por parte del operador. Siendo por el contrario más sencillas de realizar las correcciones en un sistema de sensores ya que se hacen a través del software de animación 3D definiendo sólo posiciones clave y las intermedias son calculadas por interpolación.

En general podemos concluir que, si deseamos un sistema muy preciso desde la perspectiva exclusivamente de captura de movimiento, los sistemas basados en visión son claramente ventajosos. Incluso en ausencia de perturbaciones del campo magnético, se ha constatado que la precisión es superior en los sistemas ópticos (unos 2-3 grados en dinámica (250)).

Pero su gran precisión se desvanece si tenemos continuas oclusiones, que es lo habitual en situaciones reales como es el caso de entornos industriales donde el espacio es escaso y “repleto” de obstáculos inevitables. Los sistemas de sensores presentan ventajas en portabilidad y facilidad de uso con precisión más que adecuada para su aplicación en ergonomía (205, 246, 252, 253).

Por lo tanto, las más recientes recomendaciones para evaluaciones de postura y movimiento del lugar de trabajo son que deben llevarse a cabo, como mínimo, con una combinación de instrumentación (captura de movimiento), software de simulación con modelos digitales humanos y aplicación de métodos observacionales (258).

Todo lo anterior nos ha llevado a seleccionar para la evaluación ergonómica de los puestos de trabajo del presente estudio, el sistema de captura de movimiento *MoveHuman Sensors*, que se describe en el capítulo 7.6, y que cumple todos los requisitos anteriormente expuestos para su aplicación a un entorno real de trabajo.

2.8 FIABILIDAD Y VALIDACIÓN DE MÉTODOS.

Para que los datos obtenidos con los métodos ergonómicos proporcionen una base sólida para tomar decisiones, tienen que ser válidos y reproducibles (72).

Para evaluar la validez de un método hay dos formas posibles:

- Comparar los resultados con otro método que se considere “gold standard”. El problema de este enfoque radica en que, si bien existen actualmente instrumentos para medir las posturas de manera precisa con medición directa, no existe un método de medición directa que se considere “gold standard” para su aplicación en el caso que nos ocupa.
- Midiendo la capacidad del método para predecir el riesgo, es decir analizando la asociación entre el valor de exposición obtenido y la aparición de TME en los trabajadores.

Por otra parte, para valorar la “reproducibilidad” de un método se debe estudiar la repetibilidad tanto intra como inter-observador (259, 260) y, en el caso de grabaciones de vídeo, los posibles errores y desviaciones asociados con el procedimiento de filmación.(159)

En su revisión de métodos de evaluación observacionales de 2010, Takala et al. destacaron la importancia de que se estudie la validez de un método de evaluación y, al respecto, consideran que se debería-incluir los siguientes aspectos:

- **Validez concurrente**, es decir, cómo se corresponde el método con el que se considera más válido de los métodos.
- **Validez predictiva**, es decir, cómo se ajustan las estimaciones de riesgos del método a la aparición de TME. Esto se valora en función de la existencia de estudios transversales y longitudinales.
- **Repetibilidad intra e inter-observador**: Valorándose los resultados obtenidos al aplicar el método en una misma situación en más de una ocasión, por un evaluador o por varios evaluadores.
- **Y la validez aparente**: se analizará en aquellos casos en que no se hayan realizado estudios formales sobre la validez. Con ella se evaluará si el método mide lo que pretende medir, se valora si los ítems a observar tienen una base sólida y si el proceso de recolección de datos y análisis es correcto.

De los 30 métodos que se incluyeron en la revisión, en 19 de ellos se había estudiado la **validez concurrente** (159), es decir de han comparado con otros métodos (259, 260), el acuerdo encontrado en general ha sido **moderado o bueno** cuando la comparación de ha hecho a partir de filmaciones de vídeo. Encontrándose una concordancia más importante en aquellas posturas que tienen mayor rango articular y menor en las de menor rango como muñeca, cuello y la rotación del tronco, por presentar éstas más dificultad de observación y menor precisión (171, 261).

Cuando la comparación se ha realizado con sistemas de medición directa el acuerdo ha sido más bajo. Estas comparaciones parece que son muy sensibles a los límites entre las categorías que presentan los métodos, la percepción del observador produce errores cuando la postura se encuentra cercana a los límites establecidos por el método (171, 186, 262-264). Otra posible explicación de los diferentes resultados obtenidos puede ser que las mediciones directas se realizan de manera continua y las observaciones se realizan habitualmente en intervalos de tiempo o instantes puntuales.

Si el método ofrece como resultado un índice compuesto (como en QEC, REBA, RULA, SI, OCRA, ecuación NIOSH) podríamos obtener su validación en base a mediciones directas de cada una de las variables consideradas (electrogoniómetros, EMG de superficie), pero hay que tener en cuenta que en estos índices la ponderación dada a cada variable tiene mucha importancia en el resultado final (265).

En cuanto a la asociación de la valoración final de los métodos con la aparición de TME o **validez predictiva**, sólo en 12 de los 30 métodos revisados se ha analizado esta asociación y han sido estudios de tipo transversal. Existen escasos estudios longitudinales (SI y el de ACGIH HAL), que puedan apoyar con sus conclusiones respecto a la validez predictiva del método, en términos tales como la sensibilidad y la especificidad (68, 266, 267). Por otra parte, la variedad de resultados de estos estudios no han permitido elaborar conclusiones sobre validez de los límites de riesgo de los métodos (159).

La **repetibilidad intra-observador** fue examinada solo en 7 métodos y la **inter-observador** en 17, y en su mayoría se consideró moderada o buena. Se ha visto que la repetibilidad suele ser mejor en un mismo evaluador que entre varios. Hay que tener en cuenta que en la mayoría de los casos sólo se ha estudiado entre varios observadores, por ello este dato puede estar incrementado de manera errónea este aspecto.

La repetibilidad está muy relacionada con la habilidad de los evaluadores y mejora claramente con una adecuada formación y entrenamiento (139) así profesionales bien entrenados pueden dar valoraciones posturales fiables siempre que la postura de trabajo sea claramente visible. (159)

Algunos de los métodos en los que se han realizado estudios para valorar la repetibilidad y sus resultados son los siguientes (72):

- OWAS: tiene buena repetibilidad intra-observador y entre observadores (268, 269).
- REBA: la repetibilidad entre los observadores es moderada-alta para posturas de las extremidades inferiores y el tronco, pero baja para el extremidades superiores (270).
- RULA: la repetibilidad entre los observadores resultó ser moderada (271).

2.8.1 COMPARACIÓN DE MÉTODOS.

La manera más habitual de analizar la validez de los métodos ha sido por tanto a partir de la comparación con otros métodos (**Validez concurrente**).

Se han obtenido diferentes resultados cuando se han utilizado varios métodos para valorar una misma situación, habitualmente se ha optado por comparar métodos entre sí en lugar de analizar la validez predictiva y en ocasiones ninguno de los métodos se ha mostrado más preciso que los otros (por ejemplo, comparaciones entre SI, ACGIH HAL y OCRA). (181, 187, 191, 192, 269, 272-274)

Tras una búsqueda bibliográfica se han revisado algunas de las principales comparaciones entre métodos ergonómicos que se han publicado en estos últimos años, se han incluido quince artículos. El análisis de estos ha sido de gran utilidad para conocer, tanto la metodología aplicada para realizar las comparaciones, como los resultados obtenidos por los diferentes autores. En las Tabla 2.27 y Tabla 2.28. se resumen brevemente los quince estudios, de los cuales se destacan los siguientes aspectos fundamentales:

- Los **métodos comparados** son en su mayoría observacionales. Se utilizan en las comparaciones uno o varios métodos entre los que se encuentran: RULA, SI, ACGIH HAL, OCRA, OREGÉ, REBA, OWAS, QEC, EAWS, ULRA, EN 1005-3, FIOH, cuestionario Nórdico y en algunos casos sistemas de medición directa.
- La forma de **recogida datos** en la mayor parte de los casos se realiza con video y cuestionarios (266). También se utiliza dinamometría, EMG de superficie y electrogoniometría (201).
- La **muestra estudiada** suele ser mayor cuando se emplea video y cuestionarios, hasta incluso mil trabajadores en el estudio de (275), y se reduce de manera considerable cuando se utiliza medición directa, siendo en ese caso las muestras mayores de 70-80 individuos (191, 192) y en algunos casos muy reducidas, 12-18 individuos (276, 277).
- La **zona corporal** analizada en la mayoría de los casos son las extremidades superiores (183, 275, 278) en otros la espalda y/o el cuerpo entero (279).
- En relación a los **test estadísticos** utilizados el más frecuente es el coeficiente de correlación (Pearson o Spearman) y también el índice Kappa de Cohen y el porcentaje de acuerdo.
- Los **resultados obtenidos** son muy variables, obteniéndose correlaciones moderadas en la mayor parte de las ocasiones. Podemos destacar correlaciones fuertes entre HAL/ SI (191), REBA/QEC (273) EAWS/ OCRA (274) y OCRA/ULRA (277)

El análisis de los resultados de los quince estudios pone de relieve la escasa concordancia entre los métodos de evaluación de riesgos ergonómicos publicados, motivada en la mayoría de las ocasiones porque no valoran los mismos factores de riesgo, ni tampoco la ponderación dada a cada uno de ellos es equivalente. De ahí la necesidad de estudios capaces de examinar la validez predictiva de los métodos en la misma población de trabajadores para identificar el mejor modelo predictivo. La consecuencia de este desacuerdo puede ser una apreciación errónea del riesgo y / o la identificación no adecuada de la exposición.

Referencia	Métodos	Muestra	Recogida datos	Zona Analizada	Resultados
(Drinkaus, Sesek et al. 2003)	RULA/ SI	667 puestos de trabajo industria automovil (estudiaron 244 tareas)	No refiere	Extremidades superiores	Coefficiente Kappa: 0.11; Bajo acuerdo entre ambos metodos
(Spielholz, Bao et al. 2003)	RULA/ SI/ HAL	Estudiaron una cohorte de 1.000 trabajadores por tres años. Industria manufacturera y servicios	No refiere	Extremidades superiores	Altos niveles de riesgo: RULA 28% ; SI 19,8; HAL 19%;
(Apostoli, Sala et al. 2004)	OCRA Checklist/ SI/ ACGIH® TLV® for HAL/ OREGÉ tool.	12 puestos de montaje	Vídeo y cuestionario	Extremidades superiores	Variabilidad entre los métodos en situaciones de riesgo medio, y resultados similares en bajo riesgo o de alto riesgo. Acuerdo OCRA y SI 58.3%. Muestra pequeña.
(Bao, Spielholz et al. 2006)	ACGIH HAL /Strain Index	733 subjects	Vídeo, cuestionarios, escalas de fuerza y dinamometro	Extremidades superiores, tareas repetitivas.	Correlación Spearman: débil entre medición directa fuerza y RPE Borg (0.36, $p < 0.001$). Correlación pobre entre las medidas de repetitividad con los diferentes métodos. El % de acuerdo entre métodos alto 88,9% con un valor Kappa de 0,65 considerado moderado-alto.
(Jones, Kumar 2007)	RULA/ REBA/ INSHT/ Strain Index/ OCRA	15 trabajadores con tareas repetitivas en el sector de la madera (aserrado)	Vídeo, Electrogoniometros y EMGs	Extremidades superiores	Kruskal-wallis H test; encontró evidencia que sugiere que SI y OCRA fueron sensibles a las diferencias reales entre puestos
(Kee, Karwowski 2007)	REBA/RULA/OWAS	301 posturas de trabajo de diferentes tipos de puestos (automovil, químico, hospitalario)	Vídeo	Cuerpo entero.	Test de Wilcoxon; OWAS y REBA estimaron los riesgos mas bajos que RULA; la carga postural mas alta con REBA que con OWAS
(Serranheira, Uva 2008)	OCRA checklist/ SI/ RULA/ ACGIH HAL	366 puestos de trabajo industria automovil. Selecciona PT con nivel alto riesgo con OCRA y comparan con el resto métodos. (n=71)	Grabaciones de vídeo; y la instrumentación con EMG o electrogoniometría.	Extremidades superiores	Coefficiente correlacion Spearman; OCRA correlación moderada con SI (r Sp =0,52) y con HAL (r Sp =0,42); HAL tiene una correlación fuerte con SI (r Sp =0,77) y RULA, no se correlacionan con los otros métodos.

Tabla 2.27 . Análisis de estudios que comparan métodos ergonómicos (Parte I).

Referencia	Métodos	Muestra	Recogida datos	Zona Analizada	Resultados
(Spielholz, Bao et al. 2008)	SI/ACGIH HAL	567 trabajadores de la industria y sanitarios	Vídeo	Extremidades superiores	Coefficiente correlación Spearman y kappa valores. Moderada a buena concordancia entre evaluadores y relaciones significativas con los resultados de salud
(Chen, Chen et al. 2010)	ACGIH HAL/SI/Medición Directa/Cuestionario Nordico	35 tareas por 19 sujetos de 10 compañías.	Grabaciones de vídeo; y la instrumentación con EMG o electrogoniometría.	Extremidades superiores	Correlación Spearman entre medición directa y el método de observación fue moderada y significativa ($r = 0.62$, $p < 0.01$).
(Jones, Kumar 2010)	RULA/REBA/ACGIH® TLV® para HAL/SI/OCRA/Index	87 trabajadores de aserraderos	Vídeo, Electrogoniometros y EMGs	Estudia extremidades superiores y cuerpo entero.	OCRA obtuvo el mejor acuerdo con SI (acuerdo 83%), y menor con la TLV®/ACGIH® para HAL (acuerdo de 48%)REBA: acuerdo 66% con RULA y 67% con SI y el mas bajo la TLV®/ACGIH® 33%
(Josepi, Imbeau et al. 2011)	OCRA/QEC/4D wabak	24 trabajadores de una planta de congelacion pescado	Observación y entrevista.	Extremidades superiores y espalda	OCRA/QEC correlacion débil-moderada ($r=0,50$)
(Motamedzade, Ashuri et al. 2011)	REBA/QEC	40 puestos de una compañía de aceite de motor. (transversal)	Observación	Estudia extremidades superiores y cuerpo entero.	Correlación $r=0,73$ entre ambos en puntuación final, moderada-fuerte
(Lavatelli, Schaub et al. 2012)	EAWS/OCRA Index	45 puestos de trabajo industria automovil	Vídeo	Extremidades superiores, tareas repetitivas.	Correlación Spearman: rho: 0,95 correlación muy fuerte; Ods ratio 0,89
(Chiasson, Imbeau et al. 2012)	QEC/FIOH/ACGIH HAL/SI/OCRA Index/MEN 1005-3 Standard/RULA/REBA	224 Puestos de trabajo industriales (567 tareas).	Vídeo y cuestionario, dinamometro	Estudia extremidades superiores y cuerpo entero.	Correlación Pearson . RULA/REBA 0,67; REBA/QEC 0,37; OCRA/SI 0,32; Tablas de contingencia: % acuerdo OCRA/QEC fue 57%, REBA/RULA89%
(Roman-Liu, Grobortz et al. 2013)	OCRA/ ULRA	18 puestos de trabajo repetitivos (transversal)	Vídeo, electrogoniometro y dinamometro	Extremidades superiores, tareas repetitivas.	Correlación Spearman: r 0,84; bastante fuerte; Regresión Lineal: OCRA=2,13*RTI-1,03

Tabla 2.28 .Análisis de estudios que comparan métodos ergonómicos (Parte II).

3. NECESIDAD DE NUEVOS MÉTODOS DE EVALUACIÓN

A la vista de lo expuesto en los capítulos precedentes se puede concluir la importancia de los TME sobre el impacto de la salud laboral de los trabajadores y la necesidad de disponer de métodos de evaluación ergonómica, que puedan ayudar a conocer la exposición real al riesgo y así aplicar las medidas preventivas necesarias.

Como se expone en el documento de consenso preparado y publicado por la IEA (*International Ergonomics Association*) y validado por la ICOH (*International Commission on Occupational Health*), existe una demanda creciente por parte de los usuarios, tanto Médicos del Trabajo como Técnicos de Prevención, de un método que analice las tareas con movimientos repetitivos, que sea de fácil aplicación, con el que se eviten errores tan comunes como "tratar de medirlo todo", "interpretando poco" y "no cambiando nada" (102).

Parece claro, por tanto, que se deben desarrollar sistemas que intenten superar las principales limitaciones de los sistemas existentes, basándose en los conocimientos científicos actuales y en las nuevas tecnologías. Por ello, la incorporación de los sistemas de captura de movimiento y de los modelos biomecánicos humanos digitales (DHM) a los nuevos sistemas de evaluación ergonómica, está suponiendo un gran avance para conseguir cubrir las necesidades que se han ido planteado estos últimos años.

De cara al desarrollo de sistemas para valoración del riesgo musculoesquelético, especialmente de las extremidades superiores, existen una serie de aspectos que deberían ser considerados:

- **Mejorar la instrumentación, tanto de recogida de datos como de análisis.** Al respecto, los métodos más comunmente utilizados para el análisis de la extremidad superior, resultan largos y tediosos (capítulo 3). Los basados en el análisis de la filmación en vídeo de la tarea presentan, además de errores de medición, como el error de paralaje, otros como el motivado por la variabilidad y subjetividad interobservador (186). Los que utilizan electrogoniómetros (medición directa), pueden ser usados en campo, pero resultan algo frágiles e interfieren en el desempeño del trabajo. Los nuevos equipos por tanto, deben ser capaces de minimizar esta limitaciones de los métodos observacionales y de los sistemas más obsoletos de medición directa (71).

Consecuentemente, en relación a la instrumentación, se debería observar los siguientes aspectos:

- Capacidad de medir correctamente las posturas , incluso las posturas articulares combinadas (flexión, rotación, abducción, etc.).
 - Permitir medir la frecuencia de los movimientos articulares individuales.
 - Utilizar equipos no invasivos, al objeto de no interferir, y en consecuencia influir, en la normal ejecución de la tarea por parte del trabajador.
 - Posibilidad de poder medir en el entorno real de trabajo, con el nivel de precisión adecuado.
 - De los puntos precedentes se desprende que el sistema no debería requerir un alto nivel de especialización o expertez para su manejo, esto es, no superior a otros tipos de instrumentos de uso habitual por técnicos en salud laboral.
 - Incluir funciones para obtener los resultados de la evaluación – fruto de la toma de datos en campo - de una forma ágil sin requerir un importante post procesado de los datos. Para ello, debería contar con procesos que automaticen las tareas de cálculo requeridas o la generación de informes.
- **Posibilidad de evaluar trabajos complejos.** En este punto reseñar, que el esfuerzo requerido por el trabajador en el desempeño de tarea, no debería ser considerado como simple promedio, ni como picos de esfuerzo, ya que así puede infraestimarse o sobreestimarse el riesgo. Se aprecia por tanto la necesidad de que se desarrollen métodos de análisis que tengan en cuenta las variaciones

significativas de los factores de riesgo de TME, tales como: la fuerza, la postura, y la duración del esfuerzo a lo largo de un ciclo completo de trabajo.

- **Las rotaciones de tareas a lo largo de una jornada de trabajo.** En este aspecto es conveniente desarrollar una metodología sólida que integre el esfuerzo del trabajador en todas las tareas realizadas durante un turno completo de trabajo. Esta integración puede ayudar a las empresas a desarrollar patrones de rotación de puestos para reducir al mínimo los TME en los trabajadores.

Se plantea por tanto la necesidad de que se desarrollen instrumentos para poder determinar de una forma más precisa las posturas, los esfuerzos y la duración de estos. Se requiere una tecnología que permita facilitar la recolección y análisis de datos tanto cinéticos y cinemáticos en **entornos reales**, es decir, en los propios lugares de trabajo, eliminando además la subjetividad del evaluador. La instrumentación debería ser fácil de usar, producir escasa interferencia al trabajador, ligera y portátil y en lo posible, permitir la recogida y almacenamiento de las mediciones de forma automática (71, 209).

La idea de satisfacer estas demandas es lo que ha motivado el desarrollo del sistema *MoveHuman-Forces* (en adelante FORCES) diseñado por el grupo IDErgo, de la Universidad de Zaragoza (3). Quedando aquí claramente justificada la necesidad de este nuevo sistema de evaluación ergonómica, que es aplicable en el propio puesto de trabajo, con una precisión adecuada y con un tratamiento automatizado de la información.

Tal como ya se ha expuesto y se detallará en capítulo 5, el método OCRA es un método dirigido a evaluar las tareas repetitivas y un referente en este campo, no obstante - aún utilizando un software específico - requiere una importante dedicación de tiempo por parte del evaluador, especialmente a la hora de definir cada una de las acciones técnicas – aspecto muy relevante del método – el cual no está exento de cierta subjetividad. Por todo ello, y aprovechando las posibilidades que ofrecen los sistemas de captura de movimiento actuales y los modelos humanos avanzados sobre los cuales se pueden aplicar métodos de cálculo biomecánicos en entornos 3D, se ha desarrollado el método FORCES de análisis de riesgos de tareas repetitivas, que pretende posibilitar una valoración de este tipo de puestos más ágil y eficiente que los métodos tradicionales, a la vez de reducir drásticamente la subjetividad del evaluador.

Una vez implementado el método FORCES, desarrollado y aplicado en diferentes ámbitos (2, 3), se vio la necesidad de estudiar su validez y fiabilidad, acorde a los criterios de validación de métodos ergonómicos expuestos en el capítulo 3.4.4. Dadas las características de este método y la disponibilidad de datos, se ha considerado oportuno analizar la validez concurrente de el mismo en comparación con otros métodos.

4. OBJETIVOS Y DISEÑO DEL ESTUDIO

De acuerdo a lo anteriormente expuesto se justifica que esta investigación se dirija a alcanzar los siguientes objetivos:

1. Análisis del nuevo método de evaluación ergonómica de tareas repetitivas a alta frecuencia FORCES valorando cada uno de los factores de riesgo que considera, la forma en que se ha estimado la exposición del trabajador a los mismos y cómo se aplica en puestos de trabajo, tanto de tareas simples como de tareas complejas o multitarea.
2. Estudio de la validación concurrente del método FORCES en comparación con los siguientes métodos:
 - Método OCRA ("Occupational Repetitive Action") (5, 6) ya que ambos realizan la evaluación del riesgo de aparición de TME derivado de la realización de tareas repetitivas, y OCRA ha sido el método de referencia en las normas técnicas ISO 11228-3: 2007 y UNE EN 1005-5:2007, y considerado como "*gold standard*" a efectos de este estudio. Consecuentemente, se comprobará si el nuevo método FORCES es capaz de predecir el riesgo de modo similar a OCRA.
 - Método REBA, el cual valora la carga postural (7). Esta comparación está motivada por el hecho de que FORCES también predice el riesgo de TME por posturas forzadas.

Para ello se realizará la comparación con los citados métodos en una muestra representativa de 60 puestos de trabajo repetitivo tomados de distintos entornos de trabajo.

Diseño del estudio:

Los métodos FORCES y OCRA, se basan en conceptos diferentes, sin embargo ambos pretenden medir lo mismo: el riesgo de TME del miembro superior resultante de la realización de tareas repetitivas. Aunque difieren en la forma de identificar algunas de las variables, como posturas, fuerzas y tiempos, así como en la manera de combinarlas y en el peso otorgado a cada uno de los parámetros, se comparará los resultados finales de ambos métodos en términos de niveles de riesgo, aplicados a un número representativos de puestos de trabajo.

El mismo enfoque se llevará a cabo para la comparación de los métodos FORCES y REBA, si bien, en este caso, se estudiará los resultados a la hora de evaluar el riesgo de carga postural aplicando ambos métodos.

El supuesto que subyace en este estudio es por tanto que, aplicando diferentes métodos de evaluación ergonómica en los cuales se introducen similares datos de entrada y se valoran las mismas tareas, los resultados que se obtienen deberían ser también análogos. Por consiguiente, el objetivo es analizar la convergencia de los métodos mediante la comparación de su evaluación de la carga física de las extremidades superiores y el riesgo de TME en desarrollo de trabajo repetitivo, en el caso FORCES / OCRA; y por otra parte, la comparación de la evaluación del riesgo el riesgo de TME en el cuerpo entero por posturas forzadas en el caso FORCES/REBA.

Se trata de un estudio transversal, en el que a la misma muestra de puestos de trabajo aplicamos los métodos a comparar, consecuentemente obtendremos datos pareados. El tipo de diseño del estudio sería el denominado de análisis de “fiabilidad inter-método” o de validez concurrente. Este tipo de estudios estiman la capacidad de que “instrumentos diferentes” - que miden el mismo tipo de exposición - obtengan resultados similares. Independientemente de la terminología, el cálculo del acuerdo, la correlación, y la comparación estadística entre los métodos, proporcionará un mejor conocimiento de los métodos de evaluación.

Para ello se definen la hipótesis nula y la hipótesis alternativa tal como se describen a continuación:

- Hipótesis nula (H_0), no existe relación entre las mediciones obtenidas por los dos métodos, las diferencias no son estadísticamente significativas.
- Hipótesis alternativa (H_1), sí que existe relación entre las mediciones obtenidas por los dos métodos, las diferencias son estadísticamente significativas.

(En general cuando p valor es $> 0,05$ se aceptará la Hipótesis nula (H_0)).

Los resultados obtenidos pueden ayudar a optimizar el diseño y precisión del método FORCES, así como el análisis e interpretación de la evaluación de la exposición a los factores de riesgo de cara a futuras investigaciones epidemiológicas que mejoren el conocimiento sobre la influencia real de cada uno de dichos factores.

5. MÉTODOS DE EVALUACIÓN ERGONÓMICA DE REFERENCIA: MÉTODO OCRA.

El Método OCRA (*Occupational Repetitive Action*), publicado por los autores Occhipinti y Colombini en el año 1998, evalúa el riesgo por trabajo repetitivo de la extremidad superior, asociando el nivel de riesgo a la predicción de aparición de un trastorno en un tiempo determinado (5).

El documento de consenso preparado y publicado por la IEA (*International Ergonomics Association*) y el Comité Técnico ISO sobre los trastornos musculoesqueléticos, y validado por la ICOH (*International Commission on Occupational Health*), define un modelo general de los principales factores de riesgo que deben ser considerados en el trabajo repetitivo y presenta los procedimientos de observación que se pueden utilizar en su descripción, clasificación y evaluación. En sus conclusiones, el documento subraya la necesidad de hacer una evaluación integrada a través de índices sintéticos de exposición (102).

El trabajo repetitivo, que requiere la manipulación de “cargas ligeras a alta frecuencia”, puede causar dolor y fatiga, y conducir a la aparición de TME de los miembros superiores (44, 78, 139). A su vez ese dolor y fatiga puede provocar un aumento del riesgo de errores, lo cual repercute negativamente en la calidad de los productos que se manipulan y en una pérdida de productividad con el consiguiente impacto en los costes empresariales. Un buen diseño ergonómico y una organización adecuada del trabajo, son requisitos básicos para la prevención de los efectos adversos mencionados.

Movimientos simples, como “coger”, “tirar” o “colocar”, pueden llegar a repetirse hasta 25.000 veces por jornada en ciertos trabajos relacionados con la fabricación de componentes mecánicos, electrodomésticos, automóviles, confección o procesado de productos de alimentación.

Como factores de riesgo en el trabajo repetitivo se pueden identificar los siguientes: la frecuencia de las acciones, la duración de la exposición a tareas repetitivas, las posturas o movimientos, las fuerzas requeridas, la organización del mismo, la demanda o exigencias de la producción (por calidad, o tareas de precisión) y el nivel de formación y habilidad. Existen otros factores adicionales que pueden influir, tales como temperatura, el ruido, vibración e iluminación.

Se han publicado diversos métodos o procedimientos para la evaluación de riesgos de movimientos repetitivos y esfuerzos en las extremidades superiores, que proporcionan índices sintéticos de exposición. Entre dichos métodos podemos enumerar: OWAS (164, 165), RULA(169) ;REBA (7), PLIBEL (280) ; Strain Index(167), QEC (281), HAL / TLV ACGIH (170), OCRA Check-list (6, 282) e índice OCRA (5, 6).

La mayoría de ellos son herramientas simples de *screening* y no permiten realizar una evaluación detallada del riesgo. Así, métodos como OWAS y en cierta medida RULA, están enfocados principalmente al estudio de las posturas de trabajo y dan menos importancia a los otros factores de riesgo implicados en la manipulación repetitiva de alta frecuencia. Como métodos que permiten una evaluación de riesgos detallada, en los términos del citado modelo general expuesto por Colombini, podríamos citar casi exclusivamente: índice OCRA, Strain Index y el HAL / TLV ACGIH .

No obstante, hay que reseñar, que la metodología para la evaluación y control del riesgo de este tipo de tareas de trabajo repetitivo en la extremidad superior, y que ha sido considerada mediante consenso internacional como método preferente en las normas técnicas ISO 11228-3: 2007 y UNE EN 1005-5:2007, es la definida en el método OCRA (“*Occupational Repetitive Action*”) (5, 283).

Las citadas normas técnicas son:

- ISO 11228-3: 2007 que establece, las recomendaciones ergonómicas para tareas repetitivas asociadas a la manipulación de cargas ligeras a elevadas frecuencias y proporciona información para el análisis, diseño o rediseño de productos, tareas y puestos de trabajo.
- UNE EN 1005-5:2007 que establece, las recomendaciones dirigidas a los diseñadores de maquinaria o de sus componentes, que tienen como objetivo controlar los riesgos para la salud debidos a la manipulación repetitiva a elevadas frecuencias de dicha maquinaria.

Dichas recomendaciones, se basan en la evidencia científica disponible sobre la fisiología y la epidemiología del trabajo manual. El conocimiento es, sin embargo, limitado, y las directrices sugeridas están sujetas a cambios de acuerdo a las investigaciones futuras. La aplicación de las citadas normas a la población trabajadora expuesta da lugar a una protección razonable para casi todos los adultos sanos.

Finalmente indicar que la evaluación de riesgo por movimientos repetitivos valora las extremidades superiores (hombro, codo, mano y muñeca), pero no aborda el riesgo en otras zonas del cuerpo como el cuello, la espalda o las extremidades inferiores.

A continuación se describe la metodología de evaluación de OCRA según la Norma UNE EN 1005-5:2007.

5.1 DEFINICIONES.

Previamente, es interesante definir los conceptos principales del método (90, 162).

- **Tarea repetitiva:** aquella que se caracteriza por ciclos de trabajo repetidos.
- **Ciclo de trabajo:** secuencia de acciones técnicas que se repiten siempre de la misma manera.
- **Repetitividad:** característica de una tarea en la que una persona está continuamente repitiendo el mismo ciclo de trabajo, las acciones técnicas y los movimientos.
- **Tiempo de ciclo:** tiempo que transcurre desde que el trabajador empieza el ciclo, hasta que empieza el siguiente, se mide habitualmente en segundos.
- **Frecuencia de acciones:** número de acciones técnicas por minuto.
- **Acción técnica:** acciones manuales elementales necesarias para completar las operaciones dentro del ciclo de trabajo (girar, empujar, mover, entre otras).

La medición de la frecuencia de los movimientos articulares individuales sería la mejor forma para evaluar los movimientos repetitivos, según lo que algunos autores proponen (78, 91-93). No obstante, debido a la dificultad que esto entraña, este método propone medir la repetitividad de acuerdo al número de acciones técnicas realizadas por los miembros superiores dentro de un ciclo de trabajo. A su vez, la determinación de dichas acciones técnicas y su recuento a lo largo del ciclo, requiere normalmente la filmación del trabajo y su posterior revisión por parte del evaluador para poder observar en detalle cada uno de los movimientos realizados por el trabajador y con cada una de las manos. Sin esa filmación, que se deberá visualizar varias veces y con parada de imagen, se puede comprender que no sería posible realizar esa definición y recuento de acciones técnicas.

Las citadas acciones técnicas implican actividad del miembro superior y suponen un movimiento complejo de varias articulaciones, no obstante corresponden a la realización de una tarea de trabajo relativamente simple. Básicamente son similares a los "elementos" considerados en los métodos de análisis de tareas utilizados en la industria, que identifican movimientos elementales de una operación para determinar el tiempo necesario para completar la operación (284-286).

En la Tabla 5.1 se describen las principales acciones técnicas y los criterios para poderlas definir y contabilizar en una determinada tarea.

Reseñar que no se consideran acciones técnicas:

- Soltar, dejar ir: Cuando soltamos el objeto una vez que no se necesita, simplemente abriendo los dedos.
- Andar, o controlar visualmente ya que no implican actividad de los miembros superiores.

Acción Técnica	Criterios para definir y contar
Mover	Transportar un objeto de un lugar a otro sin caminar. Dicho objeto debe pesar más de 2Kg en agarre de fuerza o más de 1Kg si el agarre es en pinza, además se debe trasladar un mínimo de 1 metro.
Alcanzar	Llegar a un objeto para cogerlo estirando el brazo. Se contará como acción técnica cuando el objeto se encuentre fuera de los límites de la zona de trabajo, es decir >42cm. hacia adelante.
Agarrar/Coger	Asir (coger, tomar, empuñar, recoger, retomar) un objeto con la mano o con los dedos para realizar una tarea.
Coger con una mano, y luego con la otra	Pasar un objeto de una mano a otra, se considera dos acciones técnicas, una para la mano derecha y otra para la izquierda.
Colocar	Posicionar (apoyar, colocar, disponer) un objeto en un punto preestablecido
Introducir, sacar	El acto de introducir (insertar) o el de sacar (extraer) se considera acción técnica cuando se requiere el empleo de fuerza.
Empujar, tirar	Se consideran acciones técnicas pues resultan de la aplicación de fuerza
Poner en marcha	Se considera acción técnica cuando para accionar una herramienta se requiere el uso de interruptor (apretar un botón) o de una palanca (accionar una palanca), mediante parte de la mano, uno o varios dedos. Si dicha acción se repite, se considera acción cada una de las veces.
Transportar	Significa andar, mientras se lleva un objeto a un destino determinado. Dicho objeto debe pesar más de 2Kg en agarre de fuerza o más de 1Kg en agarre en pinza, además se debe trasladar un mínimo de 1metro.
Acciones específicas en el transcurso de una fase	Doblar o Pegar. Curvar o encorvar; desviar. Estrujar, rotar, girar. Guardar, perfilar. Bajar, batir, golpear. Pintar (Contar cada pasada). Raspar (Contar cada pasada). Bruñir (Contar cada pasada). Limpiar (Contar cada pasada). Martillear (Contar cada golpe). Lanzar.

Tabla 5.1 . Descripción de Acciones Técnica. Tomado de UNE EN 1005-5 (2007)

5.2 FACTORES DE RIESGO.

El método OCRA, a efectos de poder evaluar los riesgos de la exposición a tareas repetitivas, identifica cinco factores de riesgo: repetitividad, fuerza, postura, recuperación y duración. Asimismo considera ciertos factores adicionales que se identificarán posteriormente.

A continuación se describirán cada uno de dichos factores, tan sólo con el detalle necesario para el estudio que nos ocupa.

5.2.1 REPETITIVIDAD.

Los movimientos repetitivos frecuentes, tal como se ha expuesto en capítulos precedentes, acentúan el riesgo de TME pudiendo variar según el contexto, el tipo de movimiento y el individuo. No obstante, en términos generales es reconocido que el riesgo aumenta al incrementar la frecuencia de movimiento y/o disminuir el tiempo de ciclo.

Así, este método, considera que debe ser evaluado el riesgo por movimientos repetitivos aquellas tareas que cumplan (78):

- Trabajos caracterizados por ciclos cortos. Menores de 30 segundos.
- Trabajos en los que se realizan ciertos movimientos o gestos del cuerpo, de forma repetida, durante más del 50% del ciclo, independientemente de la amplitud del rango de la articulación.

5.2.2 FUERZA.

Es el esfuerzo físico que el trabajador precisa para desarrollar las acciones técnicas con los brazos y/o manos. La necesidad de utilizar fuerza repetitivamente se considera un factor de riesgo para TME, se ha demostrado que existe un efecto multiplicativo entre fuerza y frecuencia de acciones técnicas, especialmente para trastornos que afectan a los tendones o a los nervios.

Las tareas bien diseñadas deberían implicar la realización de fuerzas suaves, evitando movimientos repentinos y bruscos. La manipulación precisa (recoger y colocar con exactitud), el tipo y la naturaleza del agarre pueden introducir un esfuerzo muscular adicional.

La cuantificación de la fuerza en situaciones reales de trabajo es difícil. Por ello, el nivel o aplicación de fuerza se estima fundamentalmente de dos modos:

- Mediante porcentaje de la máxima capacidad de referencia de la población objetivo (Fb) como se indica en la norma UNE EN 1005-3:2002, es decir como un porcentaje de la Máxima Contracción Voluntaria (MCV) (83).
- Realizando una aproximación psicofísica utilizando la Escala de esfuerzo percibido de Borg CR-10 (86, 87). La fuerza se clasifica en niveles según la intensidad del esfuerzo requerido (Tabla 2.12). Algunos estudios han comprobado que su correlación con la electromiografía de superficie (42, 88, 89).

Este segundo método es la forma más sencilla de estimar la fuerza requerida, cuantificando la cantidad de esfuerzo muscular percibido por el trabajador. Para ello el trabajador deberá puntuar, normalmente de 1 a 5, aquellas acciones técnicas dentro del ciclo que precisen el empleo de fuerza.

5.2.3 POSTURAS Y MOVIMIENTOS.

Las posiciones y movimientos de los miembros superiores requeridos para llevar a cabo las acciones técnicas contribuyen también a la aparición de TME.

En la literatura científica existe un amplio acuerdo en el posible daño que pueden provocar (44, 92, 102, 167, 169, 287):

- Las posturas y los movimientos extremos de cada articulación.
- Las posturas no extremas, pero mantenidas durante un periodo de tiempo prolongado.
- Los movimientos de los distintos segmentos cuando son altamente repetitivos (estereotipos).

La evaluación de las posturas debe ser expresada como una fracción del tiempo de ciclo o de la tarea repetitiva examinada. Así mediante la descripción de la **frecuencia y duración** de las posiciones o movimientos de los cuatro segmentos anatómicos principales, tanto para la **extremidad derecha como para la izquierda**, se obtendrá la clasificación del esfuerzo postural.

Para la valoración de este factor se contemplan las siguientes posturas y movimientos:

- Hombro: flexión, extensión y abducción.
- Codo: flexo-extensión y prono-supinación del antebrazo.
- Muñeca: flexo-extensión y desviaciones radio-cubitales.
- Mano: el tipo de agarre.

Se considera que una postura es forzada si la articulación recorre un ángulo mayor que el 50% del rango máximo de movimiento de dicha articulación. En relación a los tipos de agarre de la mano, se consideran menos favorables el agarre en pinza, en gancho con la mano casi cerrada y el agarre con la palma.

Hay que destacar que la postura inadecuada del hombro, factor de riesgo reconocido en la formulación de OCRA en las normas ISO 11228-3: 2007 y UNE EN 1005-5:2007, no es tenido en cuenta de forma explícita en factor postura utilizado en el cálculo de la valoración final. Este aspecto ha sido comentado por diversos autores (187, 274, 277). Dada la influencia de las posiciones incorrectas del hombro en la aparición de TME (37, 42, 67, 288).

Las siguientes figuras (Fig. 5.1, Fig. 5.2, Fig. 5.3, Fig. 5.4 y Fig. 5.5) describen los principales movimientos, rangos máximos y posturas forzadas de las articulaciones de los miembros superiores y así como los diferentes tipos de agarre de la mano consideradas en el método OCRA.

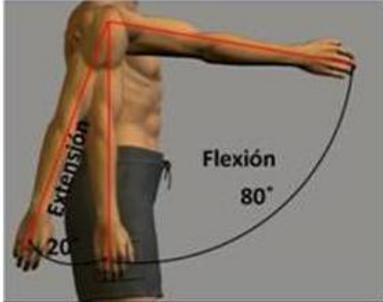
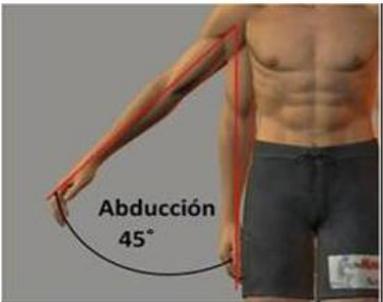
Hombro	
	
<p>Flexión: Rango articular 180° Postura forzada > 80°</p> <p>Extensión: Rango articular 40° Postura forzada > 20°</p>	<p>Abducción: Rango articular 90° Postura forzada > 45°</p>

Fig. 5.1. Posturas y movimientos del Hombro.

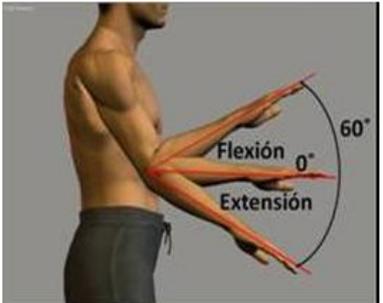
Codo	
	
<p>Prono-Supinación: Rango articular 90° Postura forzada > 60°</p>	<p>Flexión-Extensión: Rango articular 150° Postura forzada > 60°</p>

Fig. 5.2. Posturas y movimientos del Codo.

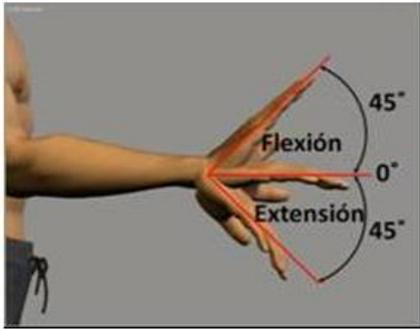
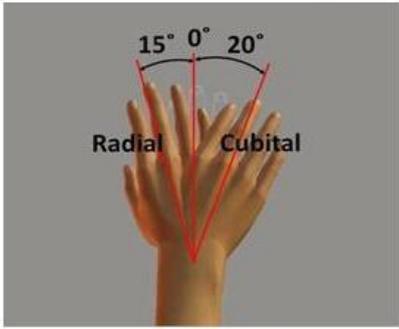
Muñeca	
	
<p>Flexión: Rango articular 90° Postura forzada > 45°</p> <p>Extensión: Rango articular 90° Postura forzada > 45°</p>	<p>Cubital: Rango articular 40° Postura forzada > 20°</p> <p>Radial: Rango articular 30° Postura forzada > 15°</p>

Fig. 5.3. Posturas y movimientos de la Muñeca.



Fig. 5.4. Agarre en pinza.

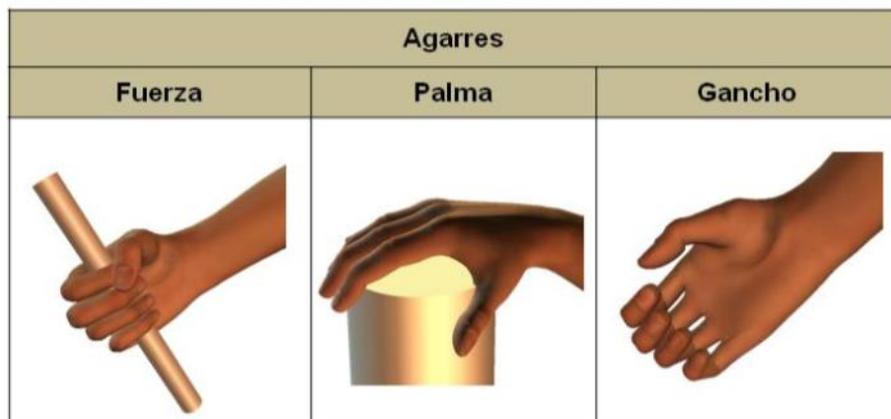


Fig. 5.5. Agarres de fuerza, palma y gancho.

5.2.4 TIEMPO DE RECUPERACIÓN Y DURACIÓN DEL TRABAJO REPETITIVO.

Se considera tiempo de recuperación el período de descanso que sigue a un período de actividad en el cual, el grupo de músculos que normalmente están implicados en la tarea de trabajo, están básicamente inactivos y, por tanto, puede darse el restablecimiento del tejido humano. La insuficiencia de recuperación del cuerpo entre movimientos repetitivos, aumenta el riesgo de TME, consecuentemente, el factor de riesgo es realmente la falta de tiempo de recuperación (5, 6, 102).

Desde el punto de vista fisiológico son mejores las pausas cortas pero frecuentes, que las más largas y espaciadas. Según la Comisión para la Seguridad y Salud australiana (101), no son admisibles períodos de trabajo con movimientos repetidos que superen los 60 minutos sin períodos de recuperación. La proporción adecuada es 5:1, es decir 10 minutos de recuperación por cada 50 minutos trabajados (Fig. 5.6).

50 min trabajo	10 min	50 min trabajo	10 min	50 min trabajo	10 min
---------------------------	-----------	---------------------------	-----------	---------------------------	--------

Fig. 5.6. Distribución periodos de recuperación.

En relación con este criterio de referencia es necesario considerar cuantas horas, durante el turno, el trabajador no tiene un período de recuperación adecuado. En este sentido la hora que precede a la pausa para comer o la anterior a finalizar el turno, se consideran convenientemente recuperadas.

Finalmente indicar que es importante, a efectos del riesgo total de TME para los miembros superiores, conocer la duración total de las tareas manuales repetitivas realizadas por el trabajador a lo largo de toda su jornada laboral (5, 6, 167), aspecto que también es considerado por este método.

5.2.5 FACTORES ADICIONALES.

A parte de los cinco factores de riesgo citados (repetitividad, fuerza, postura, recuperación y duración), el método OCRA también considera ciertos factores adicionales o complementarios. Dichos factores de riesgo son aquellos para los que existe evidencia de relación causal o de agravamiento de TME de los miembros superiores pero que no siempre están presentes en el puesto de trabajo.

Se deberían considerar de manera global como factores de riesgo adicionales (5, 6, 102) los siguientes:

- Características de los objetos (por ejemplo fuerzas de contacto, forma, dimensiones y temperatura de los objetos).
- Vibración y fuerzas de impacto (martilleo).
- Condiciones ambientales (iluminación, clima, ruido).
- Factores individuales y de organización (por ejemplo: nivel de formación, edad, salud, embarazo, alto ritmo de trabajo...).

Para la aplicación del método OCRA, la identificación de los factores adicionales se hace en paralelo con las acciones técnicas y las posturas y movimientos. Para cada uno de estos factores es necesario especificar durante cuánto tiempo del ciclo/tarea está presente el factor.

5.3 ANÁLISIS DEL RIESGO.

Para la evaluación de riesgos en el diseño de tareas que implican manipulación repetitiva, el método OCRA propone el procedimiento expuesto en la siguiente figura (Fig. 5.7).

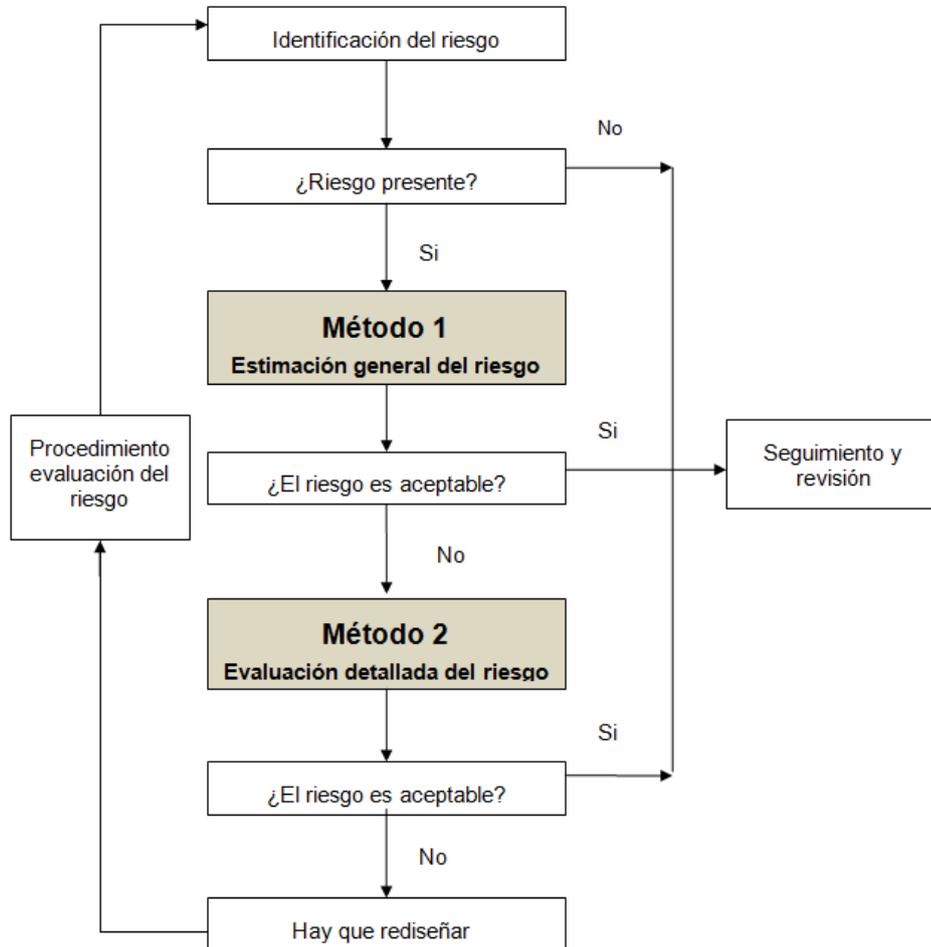


Fig. 5.7. Procedimiento para analizar el riesgo. Tomado UNE EN 1005-5 (2007).

5.4 IDENTIFICACIÓN DEL RIESGO.

Según OCRA, se considera que no existe riesgo para los miembros superiores debido a tareas repetitivas cuando se dan las siguientes circunstancias:

- La tarea no se caracteriza por ciclos de trabajo.
- La tarea se caracteriza por ciclos de trabajo, pero las actividades perceptivas o cognitivas prevalecen claramente y los movimientos de los miembros superiores son residuales.

A efectos de identificar el riesgo por movimientos repetitivos, según este método, se deberá llevar a cabo las siguientes acciones:

1. Identificar y contar las acciones técnicas (para cada miembro superior) necesarias para realizar el ciclo de trabajo (AT).
2. Definir la duración previsible del tiempo del ciclo en segundos (TC).
3. Considerar la fuerza, la postura, la duración de la tarea y la frecuencia de los periodos de recuperación.

4. Tener en cuenta la posibilidad de rotar entre diferentes tareas.

Una vez identificada la existencia del riesgo, se deberá valorar el mismo, bien por estimación (método 1) o realizando una evaluación más detallada (método 2). A continuación se explica brevemente cada uno de dichos enfoques.

5.5 ESTIMACIÓN DEL RIESGO: MÉTODO 1.

Una vez identificada la existencia de riesgo, considerando los factores de riesgo principales ya citados, se debe comprobar si se satisfacen las condiciones siguientes:

1. Ausencia o empleo de fuerza de acuerdo con los criterios en cuanto a límites de fuerza recomendados en la Norma EN 1005-3:2002, o bien utilizando la escala de Borg (valor < 0,5) o en su equivalente de % MCV.
2. Ausencia de movimientos y posturas forzados, de acuerdo a lo siguiente:
 - Las posturas y movimientos del brazo están comprendidas entre los 0º y 20º (74).
 - Los movimientos articulares del codo y la muñeca no sobrepasan el 50% dentro del rango articular máximo (102).
 - Las clases de agarre “agarre de fuerza” o “en pinza” se realizan durante un tiempo inferior a 1/3 del tiempo del ciclo”(89, 102).
3. Baja repetitividad. Se considera como tal cuando (78):
 - El tiempo del ciclo es mayor a 30 segundos.
 - Las mismas clases de acción técnica no se repiten para más del 50% del tiempo de ciclo.
4. La frecuencia de acciones técnicas para ambos miembros debe ser **inferior a 40 acciones por minuto**, si la frecuencia es mayor al menos en un miembro superior, se debe aplicar el Método 2. Para calcular las acciones técnicas por minuto se utiliza la ecuación siguiente:

$$ATMin = \frac{AT \times 60}{TC}$$

Donde:

- ATMin: acciones técnicas por minuto.
- AT: número de acciones técnicas para cada miembro superior realizadas en el ciclo de trabajo.
- TC: duración previsible del tiempo de ciclo en segundos.

5. Ausencia de factores adicionales. Al respecto, la tarea no debería incluir la vibración de mano/brazo, los golpes, la compresión localizada sobre estructuras anatómicas por uso de herramientas, la exposición del frío, el uso de guantes inadecuados etc (5, 6, 102).

A efectos del método 1, la exposición se considera “Aceptable” cuando se satisfacen estas cinco condiciones, pero si una o varias condiciones no se cumplen, se deberá aplicar el Método 2 y analizar más detalladamente cada factor.

En el caso de requerir aplicar el Método 2, se puede utilizar el Check-list OCRA, que es una versión simplificada del método para ser utilizado como una herramienta de *screening* (6, 282, 289, 290).

5.6 EVALUACIÓN DETALLADA DEL RIESGO: MÉTODO 2.

En este caso, el nivel de riesgo se evalúa de acuerdo al índice OCRA (*Occupational Repetitive Actions*) (5, 6). Por medio de este índice es posible calcular la exposición a movimientos repetitivos en base al número de acciones llevadas a cabo por los miembros superiores, en relación al número de acciones recomendadas, tal como se expondrá posteriormente.

El índice OCRA, cuando se realiza una sola tarea repetitiva (secuencia de tareas en el mismo puesto de trabajo), se obtiene por la relación del número de acciones técnicas (AT) previsible necesarias por minuto para realizar la tarea, dividido por las acciones técnicas recomendadas (también llamada frecuencia de referencia).

$$\text{Índice OCRA} = \frac{\text{ATMin}}{\text{ATR}}$$

Donde: $\text{ATMin} = (\text{AT} \cdot 60) / \text{TC}$. (TC = Tiempo de Ciclo).

Las acciones técnicas recomendadas (ATR) se calculan según la siguiente ecuación:

$$\text{ATR} = \text{Constante de frecuencia (CF)} \times \text{Factor postura (PoM)} \times \text{Factor repetitividad (ReM)} \times \text{Factores adicionales (AdM)} \times \text{Factor fuerza (FoM)} \times (\text{Factor recuperación (RcM)} \times \text{Factor duración (DuM)})$$

CF es la “constante de frecuencia” de acciones técnicas por minuto y es igual 30. Es el valor de referencia que el método considera que no debe superarse.

El método permite también evaluar las tareas englobadas en el contexto de los denominados ‘trabajos multitarea’. Se trata de un procedimiento más complejo, que no vamos a detallar, en el que se deben considerar el número total de acciones realizadas y las recomendadas en cada una de las tareas durante todo el turno (162).

A continuación se describe cómo se calculan cada uno de los factores citados en la anterior ecuación.

5.6.1 POSTURA (PO_M).

Si las condiciones para las posturas son las mismas que en el método 1, el valor del factor postura es igual a 1, pero si no se dan tales condiciones se utiliza la Tabla 5.2 para hallar el valor de dicho factor.

Posturas forzadas	Parte del tiempo del ciclo			
	< 1/3	1/3	2/3	3/3
	1%-24%	25%-50%	51%-80%	> 80%
Supinación de codo ($\geq 60^\circ$).	1	0.7	0.6	0.5
Extensión ($\geq 45^\circ$) o flexión de muñeca ($\geq 45^\circ$).				
Agarre en pinza o en gancho o palmar (apertura amplia).				
Pronación de codo ($\geq 60^\circ$) o flexión/extensión de codo ($\geq 60^\circ$).	1	1	0.7	0.6
Desviación radio-cubital de muñeca ($\geq 20^\circ$).				
Agarre de fuerza fino ($\leq 2\text{cm}$).				

Tabla 5.2. Cálculo del Factor Postural.

Debería evitarse cualquier movimiento por encima de la altura de hombro. En la actualidad no se dispone de datos para identificar un Po_M específico para los hombros: por consiguiente, **no se podrá incluir un Po_M para los hombros** en el procedimiento de cálculo del índice de OCRA, a efectos del presente estudio.

Finalizado el análisis de posturas forzadas, se selecciona el multiplicador más bajo Po_M de acuerdo con las posturas previstas y los movimientos de codo, muñeca y mano (tipo de agarre), para su introducción en la citada ecuación.

5.6.2 REPETITIVIDAD (RE_M).

Se considerará que existe repetitividad, y se aplicará un factor RE_M de 0.7, en los siguientes casos:

- La tarea requiera la realización de ciertas acciones técnicas de los miembros superiores, las más significativas y repetidas, durante al menos el 50% del tiempo del ciclo,
- El tiempo del ciclo es inferior a 15 segundos.

En el resto de situaciones se tomará como factor de repetitividad el valor 1.

5.6.3 FACTORES ADICIONALES (AD_M).

La valoración de estos factores según el método OCRA es la siguiente (Tabla 5.3):

- Si no hay presencia de factores adicionales el factor Ad_M es igual a 1.
- Si los factores adicionales están presentes durante un cierto % del tiempo de ciclo la Tabla IV define el valor del multiplicador Ad_M :

Factores adicionales	Parte del tiempo del ciclo			
	< 1/3 1%-24%	1/3 25%-50%	2/3 51%-80%	3/3 > 80%
Si uno o varios factores están presentes al mismo tiempo durante el ciclo	1	0.95	0.90	0.85

Tabla 5.3. Cálculo de Factores Adicionales.

5.6.4 FUERZA (F_{OM}).

Para determinar el multiplicador para la fuerza (F_{OM}) se utiliza la Tabla 5.4. En la fila superior se indica el nivel de fuerza en porcentaje de fuerza isométrica máxima (F_b) como se define en la norma UNE EN 1005-3. Cuando aplicamos escala de Borg CR-10 se utiliza la fila inferior de dicha tabla. Los valores pueden interpolarse si se han obtenido resultados intermedios.

Nivel de Fuerza en % de F_b	5	10	20	30	40	≥ 50
Escala de Borg CR 10	0,5	1	2	3	4	≥ 5
Valoración	Muy, muy débil	Muy débil	Débil	Moderado	Bastante duro o pesado	Duro, pesado/muy duro o pesado
Multiplicador de Fuerza (F_{OM})	1	0.85	0.65	0.35	0.2	0.01

Tabla 5.4. Cálculo del factor Fuerza.

5.6.5 RECUPERACION (R_{CM}).

Según las horas que el trabajador este sin periodos de recuperación adecuados durante su jornada laboral, el multiplicador tendrá un valor u otro (Tabla 5.5).

Número de horas sin un adecuado periodo de recuperación	0	1	2	3	4	5	6	7	8
Multiplicador de Recuperación (R_{CM})	1	0.90	0.80	0.70	0.60	0.45	0.25	0.10	0

Tabla 5.5. Cálculo del factor de Recuperación.

5.6.6 DURACION TOTAL (D_{UM}).

Este factor evalúa la duración total de la tarea manual repetitiva en minutos, en relación con la duración de la tarea diaria prevista (Tabla 5.6).

Tiempo total dedicado a tareas repetitivas durante el turno (en min.)	< 120	120 a 239	240 a 480	>480
Multiplicador de Duración (D_{UM})	2	1,5	1	0,5

Tabla 5.6. Cálculo del factor de Duración.

5.6.7 EVALUACIÓN FINAL.

Una vez obtenido el valor el índice de OCRA, consideramos el riesgo de aparición de TME de las extremidades superiores según las siguientes zonas de riesgo (verde, amarillo, rojo) que se corresponden con tres niveles de riesgo: aceptable, aceptable condicionalmente o inaceptable (Tabla 5.7). Esta valoración deberá ser calculada para la extremidad superior derecha y para la izquierda.

Índice OCRA	Zona	Evaluación del Riesgo
≤ 2,2	Verde	Aceptable
2,3 a 3,5	Amarillo	Aceptable condicionalmente
> 3,5	Rojo	No aceptable

Tabla 5.7. Criterios de evaluación de riesgo basado en valores del Índice OCRA.

Finalmente, de la evaluación del riesgo resultante, se van a derivar una serie de actuaciones para minimizarlo:

- Zona verde: No se requiere ninguna acción.
- Zona amarilla: Debe estudiarse el riesgo más a fondo, analizarlo junto con los factores de riesgo que contribuyen al mismo, llevando a cabo tan pronto como sea posible un rediseño. Si no es posible rediseñar, deben tomarse otras medidas para controlar el riesgo.
- Zona roja: Se requiere alguna acción para bajar el riesgo.

5.6.8 MEDIDAS PARA DISMINUIR EL RIESGO.

La norma ISO 11228-3: 2007 propone una serie de medidas para reducir el riesgo cuando el resultado de la evaluación muestra la presencia de un nivel de riesgo inaceptable. Para ello deben optimizarse uno o varios de los siguientes factores (162):

- Número de acciones técnicas necesarias en un ciclo.
- Tiempo de ciclo.
- Posturas forzadas.
- Nivel de fuerza de las acciones técnicas.
- Factores adicionales.

Asimismo se puede disminuir el riesgo tomando ciertas acciones: reducir la duración de la tarea, añadir pausas o introducir rotación entre diferentes puestos de trabajo. Una vez realizadas dichas medidas preventivas se debe volver a evaluar el puesto y verificar que la valoración del riesgo es aceptable.

De acuerdo a lo expuesto y con el fin de reducir el riesgo de TME, se deberá procurar un correcto diseño de la tarea repetitiva en los siguientes aspectos:

- La fuerza y la postura de los brazos sea la adecuada.
- Se permitan variaciones en el movimiento y periodos de recuperación.
- Se consideren los factores adicionales (frío, vibración, fuerzas de impacto...).

Especialmente en este tipo de tareas se debería evitar:

- Sobrecarga física o mental que pueda producir una tensión excesiva o innecesaria, o bien carga insuficiente que ocasione monotonía o falta de concentración, y en ambos casos derive en fatiga o errores.
- La repetitividad excesiva que puede conducir a sensaciones de monotonía, saturación, aburrimiento o al descontento.
- Los tiempos de ciclo muy cortos.

Con una evaluación y gestión adecuada del riesgo pueden minimizarse en gran medida los efectos nocivos sobre la salud que pueden producir las tareas repetitivas sobre la salud de la población trabajadora expuesta.

Observando las consideraciones indicadas en el diseño de puestos de trabajo pueden minimizarse en gran medida los efectos nocivos sobre la salud que pueden producir las tareas repetitivas sobre la salud de la población trabajadora expuesta.

5.7 VALIDACIÓN DEL MÉTODO OCRA.

Una vez descrito el método OCRA y sus bases, a continuación se recoge una recopilación llevada a cabo de los estudios existentes relativos a la validación del método, que se considera relevante a efectos del presente trabajo.

5.7.1 VALIDEZ PREDICTIVA, ESTUDIADA CON ESTUDIOS TRANSVERSALES.

Grieco en 1998 analizó la asociación de OCRA Index con el diagnóstico de TME relacionados con el trabajo de la extremidad superior, hallando asociación significativa ($R^2=0.88$, $p=0.0002$) entre la medición de la exposición realizada por el método y el efecto de ésta considerado como la prevalencia de TME. A partir de este estudio, define un modelo de regresión lineal simple que proporciona una predicción adecuada de la probabilidad de sufrir TME de los miembros superiores, en función del índice de exposición OCRA (182).

Posteriormente Occhipinti y Colombini (2007) desarrollan el estudio de Grieco, ampliando la muestra de trabajadores y realizan la comparación también con la prevalencia de TME. Emplean un modelo de regresión lineal simple para cuantificar la asociación entre las puntuaciones del Índice y prevalencia de TME en extremidades superiores; obtienen como resultado una asociación fuerte ($R^2_{ajustado} = 0,92$, $p < 0,0001$). Este modelo se ha usado para categorizar los puestos de trabajo de acuerdo con los criterios de clasificación de la exposición en **cinco niveles**. Las tablas de contingencia y pruebas de χ^2 de Mantel-Haenszel permitieron calcular los Odds Ratio (OR) y el intervalo de confianza (IC) del 95% para las asociaciones de clasificación de la exposición y la enfermedad. Los resultados se muestran en la Tabla 5.8. (283).

Índice OCRA	Odds Ratio	95% CI
≤ 2.2	-	-
2.3-3.5	2.16	(1.45-3.23)
3.6-4.5	3.74	(2.38-5.89)
4.6-9.0	5.30	(3.63-7.78)
≥9.1	24.31	(15.99-7.78)

Tabla 5.8. OR de la asociación entre diagnóstico de TME de EESS y valoración exposición con Índice OCRA. Fuente: Occhipinti, Colombini (2007).

Basada en los datos obtenidos, fue posible clasificar el resultado del índice OCRA en tres niveles, como un semáforo, verde, amarillo y rojo. Los valores definidos como aceptables se clasifican como el verde; éstos por lo general no requieren de acciones preventivas (≤ 2.2). El nivel amarillo incluye valores OCRA índice (2.3-3.5), que se asocian con un riesgo hipotético de TME de las EESS, sin embargo, esta asociación sigue siendo incierta o mínima ya que la estimación de la Prevalencia (PA) de TME de la población expuesta es inferior al doble de la estimada en la población de referencia. Esto es un nivel de exposición en el límite, donde el riesgo, si es que existe, es muy leve.

Consecuencia de lo expuesto, OCRA es descrito como un sistema de valoración del riesgo de tres zonas en la norma UNE EN 1005-5: 2007. No obstante, posteriormente al citado estudio de 2007, Occhipinti y Colombini, actualizan la valoración creando un sistema de riesgo de cinco zonas o niveles de riesgo. De esta forma el nivel rojo inicial, asociado con un riesgo-importante, se divide a su vez en tres subniveles: leve, medio y alto. Esto último se ha calculado según la estimación de la Prevalencia (PA) de TME de la población expuesta (confirmada por la Odds Ratio calculada sobre bases de datos disponibles) según se sitúe entre 2-3 veces, entre 3-6 veces y más de 6 veces la prevalencia estimada en la población de referencia (283) (Tabla 5.9).

AREA	OCRA	RIESGO
	≤2.2	Aceptable
	2.3-3.5	Incierto o Muy Bajo
	3.6-4.5	Leve
	4.6-9.0	Medio
	≥9.1	Alto

Tabla 5.9. Clasificación 5 niveles de riesgo Índice OCRA. Fuente: Occhipinti y Colombini (2007)

Por tanto, aunque se ha encontrado asociación significativa entre TME de las extremidades superiores y los puestos de trabajo con un mayor índice OCRA, los autores de estos dos estudios transversales de validación (182, 283) admiten que sus resultados están algo imitados por el diseño de su estudio. Los modelos no controlan el efecto de posibles factores como la edad, el género, la experiencia laboral, antecedentes médicos, los factores psicosociales, IMC o aficiones extralaborales. Los dos estudios ofrecen por tanto una garantía moderada de que el índice OCRA es una estimación precisa de la exposición.

5.7.2 VALIDEZ CONCURRENTE, EN COMPARACIÓN CON OTROS MÉTODOS.

Jones y Kumar (2007) analizaron la exposición física de 15 trabajadores con tareas repetitivas del sector de la madera (aserrado) comparando los resultados de 5 métodos de evaluación de riesgos ergonómicos (RULA, REBA, INSHT, Strain Index y OCRA) y examinando el efecto de las diferentes definiciones de la variable postura y de la variable de esfuerzo en cada uno de los métodos. Todos ellos encontraron acuerdo en la presencia de riesgo asociado con el desempeño del trabajo de aserrado. Se observó que la definición de las variables “postura” y “esfuerzo” tienen un efecto significativo en la valoración del riesgo de todos los métodos evaluados. Se encontró evidencia-que sugiere, que Strain-Index y OCRA fueron sensibles a las diferencias reales entre puestos y tuvieron en cuenta la combinación de los factores de riesgo (276).

En 2010 Jones y Kumar publicaron la evaluación de la exposición física de 87 trabajadores de aserraderos aplicando los métodos: RULA, REBA, HAL / TLV ACGIH, Strain-Index (SI), y OCRA Index. Para mejorar la exactitud utilizaron también medición directa con electromiografía y electrogoniometría, así como escala de Borg CR-10 para estimar la fuerza. La comparación se realizó clasificando la exposición en tres niveles, se usaron tablas de contingencia para calcular el porcentaje de acuerdo general entre los métodos. El Índice OCRA obtuvo el mejor acuerdo con SI (acuerdo 83%) y menor con HAL / TLV ACGIH (acuerdo del 48%).

Los autores reconocieron que los resultados de sus estudios de confiabilidad inter-método se vieron limitados por el hecho de que casi todos los 87 trabajadores fueron clasificados como altamente expuestos a factores de riesgo físico (97% de las puntuaciones de la SI fueron de alto riesgo y el 84% para el índice OCRA) (192).

Apostoli et al. en 2004, compararon cuatro métodos de observación: Check-list OCRA, SI, HAL / TLV ACGIH, y OREG. El porcentaje de acuerdo global entre el Índice OCRA y SI en la clasificación de riesgo fue del 58,3%. La generalización de los resultados se hace difícil por el pequeño tamaño de la muestra, de sólo 12 puestos de montaje (278).

Lavatelli et al en 2012, compararon OCRA Index con el método Ergonomic Assessment Worksheet (EAWS) (172, 173) en 45 puestos de trabajo de la industria del automóvil. Estudiando tareas repetitivas, miembro superior. Encontraron una correlación muy fuerte entre ambos métodos (Correlación Spearman, $r = 0,95$) (274).

Chiasson et al. en 2012, estudiaron 224 Puestos de trabajo industriales (567 tareas) con ocho métodos ergonómicos (QEC/ FIOH/ ACGIH HAL/ SI/ OCRA Index/ EN 1005-3 Standard/ RULA/ REBA), se sus resultados podemos destacar una correlación entre OCRA y SI moderada-débil (0,32); y un porcentaje de acuerdo entre OCRA y QEC del 57% (187).

Roman Liu et al en 2013, publicaron un estudio transversal de 18 puestos de trabajo repetitivos, valorados con OCRA y ULRA (168), utilizaron video, electrogoniometría y dinamometría, encontraron una correlación bastante fuerte entre ambos ($r_{Sp} = 0,84$) (277).

Como resumen en relación a la validación del método OCRA, y tal como manifiesta *Takala et al* en su revisión de métodos ergonómicos observacionales de 2010, no se encuentran estudios sobre la repetibilidad del método y, en cuanto a la validez concurrente, se hallaron correspondencia moderada con ACGIH HAL y SI (159). Del resto de estudios citados se puede deducir la presencia de correlación fuerte de OCRA con los métodos ULRA Y EAWS y el acuerdo moderado con el método QEC.

5.8 VENTAJAS Y LIMITACIONES DEL MÉTODO OCRA.

A la vista de lo expuesto, se puede identificar ciertas limitaciones de aplicación del Índice OCRA en puestos de trabajo de tareas repetitivas:

- Fue diseñado para ser aplicado por expertos en salud ocupacional, ergonomistas e ingenieros de producción o de métodos y tiempos, es decir personal muy entrenado y cualificado.
- Se pueden producir sesgos en la valoración derivado de aspectos subjetivos, tanto por parte del evaluador al definir las acciones técnicas, como al establecer el nivel de esfuerzo percibido por el trabajador.
- Su aplicación requiere visualizar el video del puesto de trabajo lentamente y repetidas veces, ya que se precisa tener una perspectiva adecuada del movimiento de las manos, que no siempre es fácil de conseguir. La evaluación de un puesto de trabajo sencillo puede requerir 45-70 minutos (187, 291). De acuerdo a nuestra propia experiencia el tiempo dedicado suele ser superior, especialmente cuando se trata de puestos de trabajo con tareas complejas y múltiples, incluso cuando se dispone de aplicaciones de software para el tratamiento de los datos.

Por otra parte entre las ventajas del método se pueden considerar las siguientes:

- Se considera *Gold Standard* para valoración de tareas repetitivas por ser el método de referencia de las Normas técnicas (ISO 11228-3: 2007 y UNE EN 1005-5:2007).
- Proporciona un análisis detallado de los principales factores de riesgo físico-mecánicos y de la organización del trabajo de TME de las extremidades superiores contemplados en el *Documento de Consenso de la IEA* (102).
- Utiliza un lenguaje común con respecto a los métodos tradicionales de análisis de tareas (sistemas de tiempos predeterminados). Esto último es interesante para los técnicos de producción o de métodos y tiempos, familiarizados con la metodología de definición de tareas – similares a las acciones técnicas de OCRA - que puede ayudarles a la mejora de los procedimientos de trabajo.
- Considera todas las tareas repetitivas que participan en un puesto complejo (con rotaciones) y todas las estimaciones del nivel de riesgo, permitiendo llevar a cabo un análisis multitarea.
- Mediante estudios epidemiológicos, se ha demostrado que está relacionado con los efectos sobre la salud (como la aparición de TME de la extremidad superior); por lo tanto, el índice OCRA se considera como un predictor adecuado del riesgo.
- La posibilidad de utilizar el Check-list OCRA, el cual es más fácil y rápido de usar (283, 290). Se trata de una simplificación del método que no es aplicable en todos los casos, pero sí como herramienta de screening. Se encuentra disponible en la web: www.epmresearch.org, de la EMP (L' unità di ricerca "Ergonomia della Postura e del Movimento" de Milan) en forma de software en formato Excel, lo que puede ayudar a su aplicación.

6. MÉTODOS DE EVALUACION ERGONÓMICA DE REFERENCIA: MÉTODO REBA.

Este método, denominado “*Rapid Entire Body Assessment*” (en adelante REBA), desarrollado por Hignett y McAtamney (7) es un método ideado para medir los aspectos relativos a la carga física por posturas forzadas de los trabajadores. Se trata de un sistema de valoración que incluye factores de carga postural dinámicos y estáticos, la interacción persona-carga, e incluye aspectos como el concepto de “la gravedad asistida” para considerar acciones que se realizan con posiciones de la extremidad superior a favor de la gravedad.

Guarda una gran similitud con el método RULA (*Rapid Upper Limb Assessment*) (169) pero así como éste está dirigido al análisis de la extremidad superior y a trabajos en los que se realizan movimientos repetitivos, el método REBA es más general y se ocupa del cuerpo entero.

Inicialmente fue concebido para analizar el tipo de posturas forzadas que suelen darse entre el personal sanitario, cuidadores, fisioterapeutas, etc., pero es aplicable también a cualquier sector o actividad laboral donde implique realizar posturas forzadas.

6.1 OBJETIVOS.

El método REBA se caracteriza por los siguientes aspectos (7) :

- Es un sistema de análisis postural sensible a riesgos musculoesqueléticos derivados de posturas forzadas en una variedad de tareas.
- Divide el cuerpo en segmentos para codificarlos individualmente, con referencia a los planos anatómicos de movimiento.
- Proporciona un sistema de puntuación para la actividad muscular debida a posturas estáticas (segmento corporal o una parte del cuerpo), dinámicas (acciones repetidas, por ejemplo repeticiones superiores a 4 veces/minuto, excepto andar), e inestables o por cambios rápidos de la postura.
- Refleja la interacción o conexión entre la persona y la carga, la cual no siempre se manipula con las manos.
- Incluye una variable de agarre para evaluar la manipulación manual de cargas.
- Concluye la valoración con un nivel de acción a través de una puntuación final que la asocia a una indicación de urgencia.

6.2 DESARROLLO.

Para definir inicialmente los códigos de los segmentos corporales, se analizaron tareas simples y específicas con variaciones en la carga, distancia de movimiento y peso. Los datos se recogieron usando varias técnicas NIOSH (161), Proporción de Esfuerzo Percibida (86), OWAS (164) y RULA (169). Se utilizaron los resultados de estos análisis para establecer los rangos de las partes del cuerpo mostrados en los diagramas del grupo A y B, basado en los diagramas de las partes del cuerpo del método RULA. El grupo A (Fig. 1) incluye tronco, cuello y piernas y el grupo B está formado por los brazos y las muñecas. (Fig. 2)

Se valoran todas las posturas que se consideren con riesgo. Indicar que el método analiza una única parte del cuerpo, lado derecho o izquierdo, por tanto se puntuará un único brazo, antebrazo y muñeca, para cada postura. Será necesario puntuar el lado derecho e izquierdo del cuerpo en aquellas posturas que sean asimétricas.

6.3 GRUPO A: VALORACIÓN DEL TRONCO, CUELLO Y PIERNAS.

El Tronco se puntúa según esté erguido (0°) que es la posición considerada más correcta, o bien en flexión o extensión. El cuello presenta dos posibles posiciones flexión entre 0° y 20° que se considera correcta y la flexión o extensión de más de 20°, que se valora como incorrecta. Incrementándose el riesgo tanto en tronco como en cuello con la torsión y la inclinación lateral.

La valoración de la posición de las piernas dependerá del apoyo bilateral o no, que sea inestable, andando o sentado. La puntuación de las piernas se verá incrementada si existe flexión de una o ambas rodillas (Fig. 6.1).

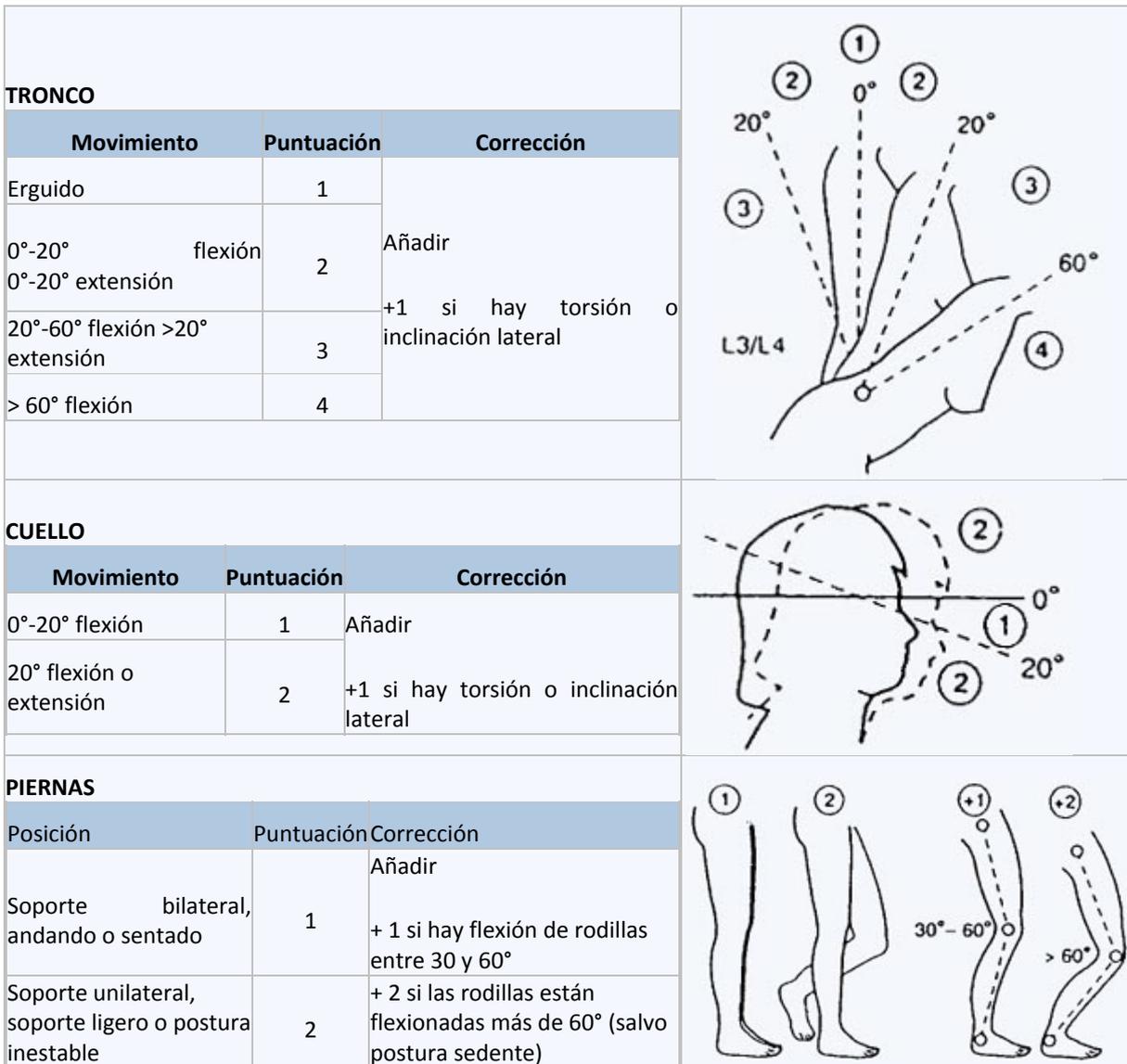


Fig. 6.1. Método REBA, Grupo A.

6.4 GRUPO B: VALORACIÓN DEL BRAZO, ANTEBRAZO Y LA MUÑECA.

Para determinar la puntuación del brazo, se tendrá en cuenta la flexión- extensión, considerándose postura correcta 0°-20°, la figura 2 presenta las diferentes posturas y ángulos considerados.

La puntuación asignada al brazo podrá incrementarse si el brazo está en abducción o rotación o si el hombro está elevado. Sin embargo, el método considera como atenuante del riesgo el que el brazo esté apoyado o bien en posición a favor de la gravedad, relativo al concepto de "gravedad asistida" ya citado. Las condiciones valoradas por el método como atenuantes o agravantes de la posición del brazo pueden no darse en todas las posturas (Fig. 6.2).

La posición del antebrazo se valora solamente en función su ángulo de flexión. Para la muñeca se considera correcta la flexión- extensión entre 0° y 15°, incrementándose el riesgo con la torsión y la inclinación lateral.

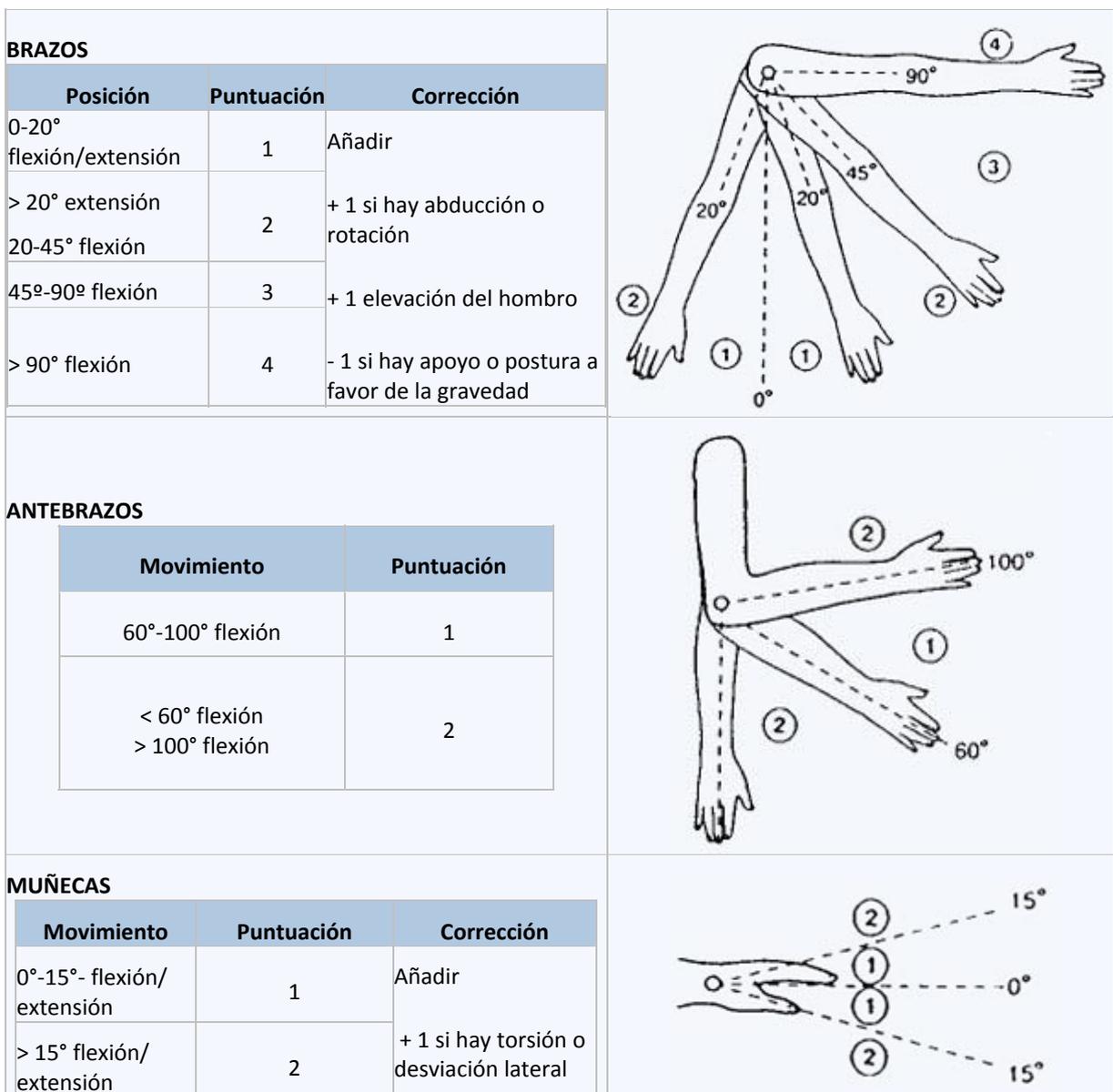


Fig. 6.2. Método REBA, Grupo B.

El grupo A tiene un total de 60 combinaciones posturales para el tronco, cuello y piernas. La puntuación obtenida de la tabla A estará comprendida entre 1 y 9; a este valor se le debe añadir la puntuación resultante de la carga/ fuerza, cuyo rango está entre 0 y 3. La fuerza se calcula según los kilos manipulados y además se penaliza la instauración brusca de la misma (Tabla 6.1).

TABLA A

		Cuello											
		1				2				3			
Piernas	1	1	2	3	4	1	2	3	4	1	2	3	4
	2	2	3	4	5	3	4	5	6	4	5	6	7
Tronco	3	2	4	5	6	4	5	6	7	5	6	7	8
	4	3	5	6	7	5	6	7	8	6	7	8	9
	5	4	6	7	8	6	7	8	9	7	8	9	9

TABLA CARGA/FUERZA

0	1	2	+1
inferior a 5 kg	5-10 kg	10 kg	instauración rápida o brusca

Tabla 6.1. Tabla A y tabla carga/fuerza.

TABLA B

		Antebrazo					
		1			2		
Muñeca	1	1	2	3	1	2	3
	2	2	3	4	2	3	4
Brazo	3	3	4	5	4	5	5
	4	4	5	5	5	6	7
	5	6	7	8	7	8	8
	6	7	8	8	8	9	9

AGARRE

0 - Bueno	1- Regular	2 - Malo	3 - Inaceptable
Buen agarre y fuerza de agarre.	Agarre aceptable.	Agarre posible pero no aceptable	Incómodo, sin agarre manual. Aceptable usando otras partes del cuerpo.

Tabla 6.2. Tabla B y tabla agarre.

El grupo B tiene un total de 36 combinaciones posturales para la parte superior e inferior del brazo y muñecas, la puntuación final de este grupo, tal como se recoge en la tabla B, está entre 0 y 9; a este resultado se le debe añadir el obtenido por el agarre, es decir, de 0 a 3 puntos. El tipo de agarre puede variar desde bueno hasta inaceptable, esto último cuando es incómodo, no es posible el agarre manual o es necesario utilizar otras partes del cuerpo. (Tabla 6.2)

6.5 PUNTUACIÓN FINAL.

Los resultados A y B se combinan en la Tabla C para dar un total de 144 posibles combinaciones, y finalmente se añade el resultado de la actividad para dar el resultado final REBA en un rango de 1-15 (Tabla 6.3).

La puntuación que hace referencia a la actividad (+1) se añade cuando:

- Una o más partes del cuerpo permanecen estáticas: por ejemplo, sostenidas durante más de 1 minuto.
- Movimientos repetidos: por ejemplo, más de cuatro veces por minuto (no se incluye el caminar).
- Acciones que causen grandes y rápidos cambios posturales. así como posturas inestables.

TABLA C													
Puntuación A	Puntuación B												
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
	1	1	1	1	2	3	3	4	5	6	7	7	7
	2	1	2	2	3	4	4	5	6	6	7	7	8
	3	2	3	3	3	4	5	6	7	7	8	8	8
	4	3	4	4	4	5	6	7	8	8	9	9	9
	5	4	4	4	5	6	7	8	8	9	9	9	9
	6	6	6	6	7	8	8	9	9	10	10	10	10
	7	7	7	7	8	9	9	9	10	10	11	11	11
	8	8	8	8	9	10	10	10	10	10	11	11	11
	9	9	9	9	10	10	10	11	11	11	12	12	12
	10	10	10	10	11	11	11	11	12	12	12	12	12
	11	11	11	11	11	12	12	12	12	12	12	12	12
	12	12	12	12	12	12	12	12	12	12	12	12	12
Actividad	+1: Una o más partes del cuerpo estáticas, por ej. sostenidas más de 1 min.												
	+1: Movimientos repetitivos, por ej. repetición superior a 4 veces/minuto.												
	+1: Cambios posturales importantes o posturas inestables.												

Tabla 6.3. Tabla C y puntuación de la actividad.

El método clasifica la puntuación final en 5 rangos de valores. A cada rango le corresponde con un Nivel de Riesgo que va desde inapreciable, el valor 1, hasta muy alto, el valor 15. Por su parte cada nivel de riesgo se relaciona con un Nivel de Acción que recomienda una intervención y la necesidad de acometerla de forma más o menos urgente (Tabla 6.4). Tras llevar a cabo la actuación preventiva, se deberá confirmar que ha sido adecuada; para ello se aplicará de nuevo el método, observando la efectividad de la misma.

Nivel de acción	Puntuación	Nivel de riesgo	Intervención y posterior análisis
0	1	Inapreciable	No necesario
1	2-3	Bajo	Puede ser necesario
2	4-7	Medio	Necesario
3	8-10	Alto	Necesario pronto
4	11-15	Muy alto	Actuación inmediata

Tabla 6.4. Niveles de riesgo y acción.

6.6 VALIDACIÓN DEL MÉTODO.

No se han encontrado estudios de que analicen la validez predictiva de REBA respecto de la aparición de TME (159).

No obstante, se han identificado ciertos artículos científicos, que se recogen a continuación, donde se compara REBA con otros métodos-y se analiza la validez concurrente.

En el año 2007 Kee, analizó 301 posturas de trabajo en puestos de diversos sectores (automóvil, químico, hospitalario) y puso de manifiesto que REBA y OWAS estiman riesgos más bajos que RULA y que la carga postural se considera más alta con REBA que con OWAS, encontrándose además una correspondencia moderada entre REBA y OWAS.

También se ha comparado REBA con otros métodos en estudios ya comentados anteriormente al describir el método OCRA. Así, podemos recordar, que Jones y Kumar en 2010 aplicaron los métodos: ergonómicos RULA, REBA, HAL / TLV ACGIH, SI, y OCRA Index, para valorar la exposición física de 87 trabajadores de aserraderos. El método REBA: obtuvo un acuerdo del 66% con RULA y 67% con SI y el más bajo con HAL / TLV ACGIH del 33% (192).

Por su parte Chiasson et al. en 2012, en su análisis de 224 puestos de trabajo industriales con ocho métodos ergonómicos (QEC/ FIOH/ ACGIH HAL/ SI/ OCRA Index/ EN 1005-3 Standard/ RULA/ REBA), obtuvieron la siguiente correlación: entre REBA y RULA moderada (0,67), entre REBA y QEC baja (0,37); y un porcentaje de acuerdo muy alto (89%) entre REBA y RULA (187).

En cuanto a la repetibilidad entre observadores, Janovitz et al. en 2006 la estudiaron aplicando el método REBA en puestos de trabajo sanitarios. El resultado obtenido fue una repetibilidad entre moderada y buena para las posturas de piernas y tronco pero baja para las extremidades superiores (270).

6.7 VENTAJAS Y LIMITACIONES DEL MÉTODO REBA.

Las principales **ventajas** a destacar de este método son las siguientes:

- Se trata de un método observacional de valoración postural de todo el cuerpo, rápido y fácil de usar. La recogida de datos se hace con papel y lápiz, pero existen además desarrollos informatizados para su aplicación.
- Orienta al evaluador sobre la necesidad o no de plantear acciones correctivas sobre determinadas posturas.
- Las puntuaciones individuales obtenidas para los segmentos corporales, la carga, el agarre y la actividad, pueden guiar al evaluador a identificar aspectos ergonómicos más conflictivos con el fin de enfocar adecuadamente su prevención.

Como **limitaciones** deben mencionarse las siguientes:

- Los pasos detallados anteriormente del método se corresponden con la evaluación de una única postura. Para el análisis completo de un puesto, deberá realizarse el mismo proceso para las posturas más representativas, que pueden ser numerosas, y deben ser identificadas a juicio del propio evaluador.
- La mano izquierda y la derecha se valoran por separado y no se pueden combinar estos datos; el evaluador tiene que decidir qué observar.
- No se incluyen factores de riesgo como la duración y la frecuencia.
- No existen estudios que demuestren la validez del método en la predicción real de TME.
- No presenta una valoración global que nos aclare-si el puesto en conjunto es aceptable o no.

En la siguiente tabla (Tabla 6.5) se recogen las principales características de los métodos estudiados OCRA y REBA, los cuales son los métodos que han tomado de referencia a efectos del presente trabajo.

Método	Exposiciones Valoradas	Forma de medir	Estrategia de Observación	Recogida de datos
OCRA	Postura, fuerza, duración, frecuencia de acciones, vibraciones.	Índice de riesgo y tablas de puntuación, diferentes pesos para cada ítem.	Contar acciones técnicas en tareas repetitivas.	Papel y lápiz.
REBA	Postura y fuerza.	Suma puntuación de ítems ponderados.	Elige la más común: postura, carga y actividad.	Papel y lápiz.

Tabla 6.5. Descripción de métodos observacionales. Fuente Takala (2010)

7. MÉTODO FORCES.

7.1 OBJETO DEL MÉTODO.

El método *MOVE Human – Forces (FORCES)*, está ideado para la evaluación de riesgos de tareas repetitivas, basado en simulación dinámica de esfuerzos con modelos humanos. Se fundamenta en el cálculo de esfuerzos en las articulaciones y en los cambios de rotación que soportan las articulaciones durante cada ciclo de fabricación (Fig. 7.1). Es de aplicación a la valoración de la EESS y columna lumbar y cervical.

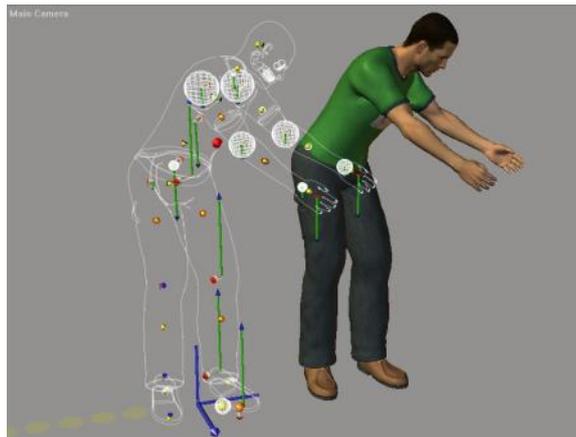


Fig. 7.1. Método FORCES. Modelo humano digital y cálculo de esfuerzos en articulaciones.

El nuevo método desarrollado está dirigido a evaluar el riesgo de TME derivado de la realización de tareas repetitivas a alta frecuencia, característico de entornos de producción con ciclos de fabricación cortos. Aunque ya existen métodos enfocados a este propósito (5, 90, 167), su aplicación no está exenta de una cierta subjetividad por parte del evaluador a la hora de contar manualmente - visualizando repetidas veces la filmación realizada en planta - las acciones técnicas llevadas a cabo por el trabajador en cada ciclo de fabricación y los factores de riesgo asociados; sin contar el tiempo que lógicamente requiere este trabajo tan minucioso.

El riesgo de lesión en una articulación depende en gran medida del número de cambios de giro en esa articulación durante la realización de las tareas repetitivas y de factores de riesgo asociados a cada cambio de giro, relativos a magnitud del ángulo, velocidades angulares alcanzadas, fuerzas y/o momentos soportados en la articulación en ese instante, entre otros. Consecuentemente, si fuéramos capaces de detectar esos instantes, donde cada articulación realiza un cambio de giro y cuantificar los factores de riesgo asociados, podríamos predecir posibles lesiones musculoesqueléticas. Esa es precisamente la idea del nuevo método FORCES.

Se trata de un método de medición directa que requiere para su aplicación la utilización de un sistema de captura de movimiento (2, 206), utilizable en los propios puestos de trabajo, basado en sensores inerciales que se fijan sobre la ropa del trabajador, el cual nos permite trasladar el movimiento capturado a un modelo biomecánico de antropometría similar al sujeto observado. Asimismo, se ha desarrollado un motor de cálculo de esfuerzos en las articulaciones, que tiene en cuenta las dimensiones antropométricas del modelo, fuerzas externas realizadas por el trabajador en cada instante, fuerzas de reacción en los puntos de apoyo (en distintas situaciones, sentado o de pie con uno o dos pies apoyados, o con alguna mano apoyada), y considera también las fuerzas de inercia sobre los centros de gravedad de los distintos segmentos corporales, derivadas de las aceleraciones lineales y angulares alcanzadas durante la tarea.

Fruto de ese motor de cálculo es posible obtener un riesgo asociado a cada articulación y en cada instante donde se produce un cambio de giro, la suma de esos riesgos será el riesgo total asociado a las distintas articulaciones.

En suma, el objeto del método FORCES es proporcionar un método predictivo de riesgo musculoesquelético de la extremidad superior que permita agilizar significativamente el proceso de análisis, al no requerir tareas manuales, y a la vez evite la subjetividad del evaluador. Ha sido desarrollado por el grupo IDERGO de la Universidad de Zaragoza (3, 4).

7.2 FUNDAMENTOS DEL MÉTODO.

El nuevo método de evaluación de riesgos de tareas repetitivas que aquí se propone está basado en el cálculo de Esfuerzos en las Articulaciones de la Extremidad Superior (en adelante, EESS) y en el análisis del número de cambios de rotación al que están sometidas las articulaciones del trabajador durante la ejecución de su actividad y lo largo de cada ciclo de fabricación.

La base del método se fundamenta en el hecho de considerar que el riesgo de lesión en una articulación se incrementa al aumentar el número de cambios de giro o rotación de esa articulación durante la realización de las tareas a lo largo del tiempo de ciclo y de factores de riesgo asociados a cada cambio de giro, relativos a magnitud del ángulo, velocidades angulares, fuerzas y/o momentos soportados en la articulación en ese instante, entre otros.

Para la aplicación de dicho método será necesario calcular, para cada articulación de la EESS (lumbar, cervical, hombros, codos y muñecas), y para cada ángulo de giro existente en las mismas (Flexión, Abducción – Lateralización, o Rotación; según el caso), los instantes (o *frames*) donde se produce un cambio de sentido en la rotación/giro de uno de los citados ángulos, que corresponderá a un máximo/mínimo local del valor del ángulo respecto al tiempo (Fig. 7.2).

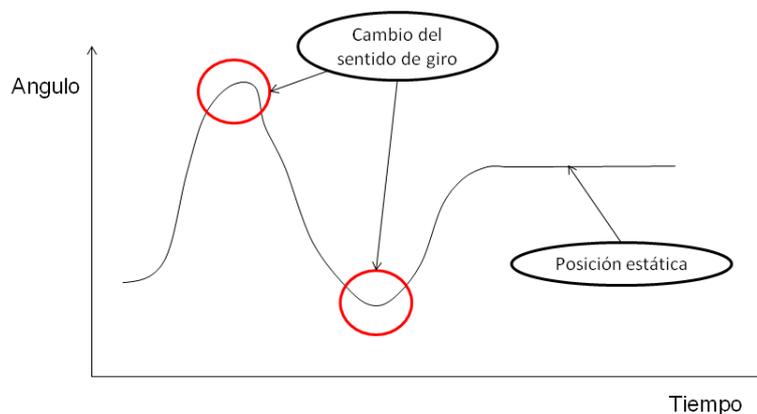


Fig. 7.2. Angulo de una articulación función del tiempo. Identificación de instantes de riesgo.

En cada cambio de sentido de giro en una articulación, se determinan ciertos **parámetros** (*ángulos, velocidades angulares antes o después del cambio, o esfuerzos provocados por la postura, movimiento y/o cargas que manipula, entre otros*), y se asocia un factor de riesgo a cada parámetro según el valor del parámetro en ese *frame* y de acuerdo a unas **tablas de factores de riesgo** previamente definidas y que se incluyen en una sección posterior.

No obstante, aunque estemos analizando tareas repetitivas, es posible que una o varias articulaciones permanezcan inmóviles durante un tiempo excesivo, lo cual puede constituir un factor de riesgo que también debería contabilizarse como riesgo adicional. Para tal propósito, cuando el sistema no registra cambios de giro de un ángulo en una articulación, durante un tiempo superior a un valor especificado en un parámetro (normalmente entorno a 4 seg, según criterio ISO 11226: 2000 (73), se considera que esa articulación ha estado inmóvil en exceso y se contabilizará como **riesgo derivado de postura estática** (Fig. 7.2). Se le aplicaría los mismos factores de riesgos como si se tratara de un cambio de rotación, salvo en lo relativo ciertas variables como la “velocidad angular” que será cero, lo cual permitirá identificar fácilmente dichos riesgos.

En consecuencia se obtendrá un riesgo asociado a un ángulo de giro (flexión, abducción/lateralización, rotación) en una articulación, cuando se registre un cambio de rotación o bien la ausencia de cambios durante un tiempo predefinido (posición estática de ese ángulo). Identificado el riesgo en un instante (*Instante de Riesgo, IR*), se calculará los parámetros ya indicados y sus factores de riesgo asociados, acorde a las tablas de factores de riesgo. Consecuentemente, en ese instante, podremos obtener un **valor de riesgo**, resultado de MULTIPLICAR los distintos factores de riesgo obtenidos en ese *frame*.

Si en un *frame*, donde se ha detectado un **instante de riesgo**, todos los valores de los parámetros son adecuados, sus factores de riesgo asociados a esos parámetros serán de valor 1.0, resultando un valor total en ese *frame* también de 1.0. Por consiguiente, cuanto mayor sea el valor de riesgo obtenido (superior a 1.0) en un determinado *frame*, mayor será lógicamente el riesgo asociado a ese *frame*.

La SUMA de esos riesgos en los distintos *frames* con cambios de sentido de giro, será el riesgo total asociado a esa articulación, y para el ángulo de giro que corresponda. Pero ese riesgo total será el correspondiente al tiempo analizado. Finalmente se calculará el **riesgo total por minuto**, calculado proporcionalmente:

$$\text{RiesgoTotal} \times \text{min} = \text{Riesgo Total} \times (60 \text{ seg} / \text{TiempoAnálisis})$$

Ejemplos: Si tiempoAnálisis = 30' \Rightarrow RiesgoTotal_por_min = RiesgoTotal x 2

Si tiempoAnálisis = 2 min \Rightarrow RiesgoTotal_por_min = RiesgoTotal / 2

En el esquema siguiente se expresa los aspectos contemplados en el método y los ángulos considerados en cada articulación para su evaluación (Fig. 7.3).

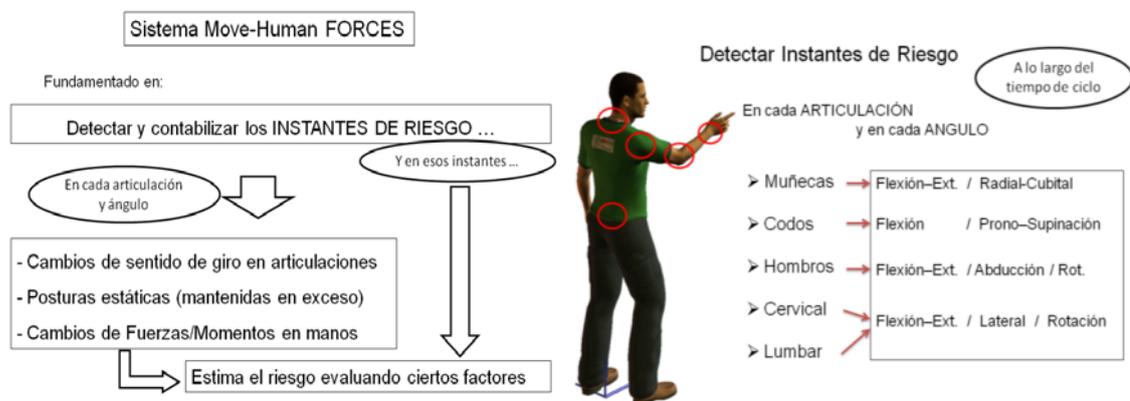


Fig. 7.3. FORCES. Fundamentos del método y articulaciones analizadas.

7.3 FACTORES DE RIESGO Y VALORACIÓN EN UN INSTANTE DE RIESGO.

Según lo expuesto el fundamento del método es determinar los llamados “instantes de riesgo” en cada articulación y para cada una de sus rotaciones, y a lo largo del tiempo de ciclo. Detectado un instante de riesgo se calcula hasta 9 factores de riesgos que se recogen en la siguiente tabla (Tabla 7.1):

Factores de Riesgo - Parámetros	Valor	Riesgo
1. Magnitud del Angulo (<i>en ese instante</i>).	V.1	Risk.1 [1.6]
2. Arco de Giro (<i>recorrido desde el anterior Instante.Ri.</i>)	V.2	Risk.2 [1.1]
3. Giros Combinados (<i>valor de otros angulo de la Art.</i>)	V.3	Risk.3 [1.2]
4. Velocidad Angular (<i>antes de detenerse: decel-acel.</i>)	V.4	Risk.4 [1.3]
5. Fuerza Axial (<i>sobre articulación, tracción-compresión</i>)	V.5	Risk.5 [1.4]
6. Fuerza de Corte (<i>en plano ortogonal al eje axial</i>)	V.6	Risk.6 [1.4]
7. Momento Torsor (<i>par actuando en eje axial</i>)	V.7	Risk.7 [1.5]
8. Momento Flector (<i>par en plano ortogonal al eje axial</i>)	V.8	Risk.8 [1.5]
9. Tipo de Agarre (<i>sólo aplicable en muñeca-carpo</i>)	V.9	Risk.9 [1.2]



Tabla 7.1. Calculo del riesgo en un instante de riesgo función de factores de riesgo.

En un instante de riesgo concreto y para cada factor de riesgo se obtiene un valor, expresado en la magnitud correspondiente. Por ejemplo para el factor “Magnitud del Angulo” será el valor del ángulo (flexión, rotación o lateralización) de la articulación en ese instante de riesgo. El factor “Fuerza Axial” se expresará en kilogramo fuerza y así sucesivamente con el resto de factores (posteriormente se ampliará esta información).

Aplicando ciertas curvas paramétricas, que se incluirán más adelante, a cada valor de un factor de riesgo le corresponderá un valor de riesgo, el cual podrá variar de 1 (valor mínimo) al máximo (el indicado en la Tabla 7.1); por ejemplo, 1.6 para el caso de la magnitud del ángulo, y 1.2 para el tipo de agarre.

Se puede observar que dichos máximo varían según el factor, luego se desprende que existe un peso o ponderación diferente según la importancia del factor calculado. Dicha valoración se ha ido ajustando a lo largo del desarrollo del método y de las pruebas llevadas a cabo.

El riesgo resultante de un instante de riesgo concreto – para una articulación y ángulo – se obtendrá multiplicando los riesgos resultantes de cada factor:

$$\text{Riesgo.IR} = \text{Risk.1} \times \text{Risk.2} \times \dots \times \text{Risk.8} \quad (\text{hasta Risk.9, en caso de "manos"}).$$

Dicho riesgo (Riesgo.IR), puede variar entre un valor 1, caso de que todos los factores de riesgo su valoración sea mínima (valor 1), hasta un valor máximo, que corresponderá a obtener un riesgo máximo en todos ellos, que sería el caso más extremo posible (Tabla 7.2).

Articul.	Risk.Max	Ri.Ang	Ri.Arco	Ri.Giros	Ri.VA	Ri.Faxial	Ri.Fcorte	Ri.Mtor	Ri.Mflex	Ri.Agarre
Lumbar	12.11	1.6	1.1	1.2	1.3	1.4	1.4	1.5	1.5	-
Cervical	12.19	2.0	1.1	1.2	1.3	1.3	1.3	1.45	1.45	-
Hombro	15.14	2.0	1.1	1.2	1.3	1.4	1.4	1.5	1.5	-
Codo	12.11	1.6	1.1	1.2	1.3	1.4	1.4	1.5	1.5	-
Carpo	14.53	1.6	1.1	1.2	1.3	1.4	1.4	1.5	1.5	1.2

Tabla 7.2. Valoración del Riesgo máximo alcanzable en cada articulación.

En la columna “Risk.Max” se puede observar los riesgos máximos posibles para cada articulación. Ese valor es importante de cara a poder calcular el porcentaje de riesgo en un instante de riesgo. En efecto, dicho porcentaje se podrá calcular como:

$$Riesgo\%delMax = \frac{Riesgo.IR}{Risk.Max} * 100$$

De acuerdo al porcentaje resultante le corresponderá un nivel de riesgo de 0 a 4, según la siguiente tabla (Tabla 7.3):

Riesgo % del Max.	Nivel Riesgo	Riesgo
0 – 10 %	0	Sin Riesgo.
10 – 15 %	1	Riesgo Bajo.
15 – 25 %	2	Riesgo Medio.
25 – 45 %	3	Riesgo Alto.
> 45 %	4	Riesgo Muy Alto.

Tabla 7.3. Niveles de riesgo en función del % de riesgo respecto al riesgo máximo.

El riesgo máximo se puede considerar como la máxima sollicitación que una articulación puede llegar a estar sometida (todos los factores a su valoración máxima) que tendría paralelismo con la máxima contracción voluntaria (MCV). Es lógico pensar que, en trabajos repetitivos como el que nos ocupa, no se debería superar el 50% del MCV (42, 85); al respecto a efectos de este método se considera que un porcentaje superior al 45% correspondería a un riesgo muy alto.

Según lo expuesto para cada instante de riesgo detectado, en una articulación y ángulo específico, se obtendrá un nivel de riesgo de 0 a 4 (Tabla 7.4).

Nivel Riesgo	Ri. % del Max.	Riesgo. IR	Frame	Factor.1	Risk.1	...	Factor.8	Risk.8
(0 – 4)	(< 45 %)	(1 – 12)	Nº Fr.	Valor.1	[1 – 1.2]		Valor.8	[1 – 1.2]
...	← ... ←

Tabla 7.4. Cálculo del nivel de riesgo [0-4] para un instante de riesgo.

7.4 VALORACIÓN DEL RIESGO DE CADA ARTICULACIÓN.

En relación a un instante de riesgo y para una articulación concreta, donde se procesa hasta tres posibles ángulos (flexión, rotación y lateralización), es posible que se detecte en el mismo *frame*, un instante de riesgo en varios ángulos. En ese caso el algoritmo de cálculo selecciona el instante con mayor riesgo, luego en un determinado *frame* sólo obtendremos como máximo un instante de riesgo.

En la siguiente table (Tabla 7.5) se muestra una posible información de salida de la aplicación para la articulación “lumbar”, donde se incluye los instantes de riesgo detectados para los tres ángulos (Flexión-Extensión, Lateralización y Giro propio o Rotación). En este caso corresponde a una captura de 25 (*frames/seg*) y una duración de 51 segundos, si bien el tiempo de ciclo considerado ha sido de 50 seg. Se puede observar que en el *frame* “302” se ha detectado un instante de riesgo en las tres rotaciones, correspondiendo el valor máximo de riesgo a la flexión, valor “1.41” (nivel de riesgo 1). Esta será la valoración final que se tomará para la postura número 302.

File:	Instantes de Riesgo y Factores de Riesgo en las articulaciones.																			
Date:	2012-09-06_09.36.44																			
Posturas/seg =	25	Fr.Totales	1291	Fr.Ini	100	Fr.Fin	1390													
Rango exportado [seg] =	51.64																			
Tiempo de ciclo [seg] =	50																			
31 Nivel Riesgo	% del Max.	Risken Fr.	0.Frame	1.Angulo	2.RI.Ang	3.Arco	4.RI.Arco	5.OtrosGiros	6.RI.GiComb	7.VA[g/s]	8.RI.VA	9.F.axial[Kg]	10.RI.Faxial	11.Fcorte[Kg]	12.RI.Fcorte	13.Mtorsor[°]	14.RI.Mtorsor	15.Mflector[°]	16.RI.Mflecto	
32	1	5.61	1.44	151	4.74	1	0	1	1.01	1	0	1	-41	1.2	7	1.1	0.23	1.01	3.19	1.07
33	1	5.5	1.84	453	8.7	1.01	0	1	3.62	1	0	1	-40.4	1.2	3.2	1.05	0.51	1.03	3.72	1.08
34	1	7.2	1.84	453	12.77	1.02	0	1	6.87	1.07	0	1	-44.67	1.22	9.84	1.15	0.12	1.01	8.79	1.2
35	1	6.3	1.62	710	7.55	1.01	0	1	2.52	1	0	1	-50.29	1.25	4.85	1.07	1.08	1.05	6.19	1.14
36	1	5.39	1.38	861	8.27	1.01	0	1	1.08	1	0	1	-41.43	1.2	2.37	1.04	-0.14	1.01	4.07	1.09
37	1	5.28	1.35	1012	7.54	1.01	0	1	1.26	1	0	1	-41.4	1.2	2.06	1.03	-0.02	1	3.62	1.08
38	1	5.35	1.37	1266	8.09	1.01	0	1	2.22	1	0	1	-41.46	1.2	2.42	1.04	-0.2	1.01	3.45	1.08
41 Nivel Riesgo	% del Max.	Risken Fr.	0.Frame	1.Angulo	2.RI.Ang	3.Arco	4.RI.Arco	5.OtrosGiros	6.RI.GiComb	7.VA[g/s]	8.RI.VA	9.F.axial[Kg]	10.RI.Faxial	11.Fcorte[Kg]	12.RI.Fcorte	13.Mtorsor[°]	14.RI.Mtorsor	15.Mflector[°]	16.RI.Mflecto	
42	1	5.61	1.44	151	0.04	1	0	1	4.74	1	0	1	-41	1.2	7	1.1	0.23	1.01	3.19	1.07
43	1	5.44	1.81	453	2.67	1	0	1	3.62	1	0	1	-40.4	1.2	3.2	1.05	0.51	1.03	3.72	1.08
44	1	7.07	1.81	453	2.67	1	0	1	6.87	1.08	0	1	-44.67	1.22	9.84	1.15	0.12	1.01	8.79	1.2
45	1	6.25	1.6	710	0.88	1	0	1	2.52	1	0	1	-50.29	1.25	4.85	1.07	1.08	1.05	6.19	1.14
46	1	5.34	1.37	861	6.25	1	0	1	8.27	1	0	1	-41.43	1.2	2.37	1.04	-0.14	1.01	4.07	1.09
47	1	5.24	1.34	1012	-0.48	1	0	1	7.54	1	0	1	-41.4	1.2	2.06	1.03	-0.02	1	3.62	1.08
48	1	5.3	1.36	1266	-2.22	1	0	1	8.09	1	0	1	-41.46	1.2	2.42	1.04	-0.2	1.01	3.45	1.08
55 Nivel Riesgo	% del Max.	Risken Fr.	0.Frame	1.Angulo	2.RI.Ang	3.Arco	4.RI.Arco	5.OtrosGiros	6.RI.GiComb	7.VA[g/s]	8.RI.VA	9.F.axial[Kg]	10.RI.Faxial	11.Fcorte[Kg]	12.RI.Fcorte	13.Mtorsor[°]	14.RI.Mtorsor	15.Mflector[°]	16.RI.Mflecto	
56	1	5.61	1.44	151	-1.01	1	0	1	4.74	1	0	1	-41	1.2	7	1.1	0.23	1.01	3.19	1.07
57	1	5.44	1.72	453	-6.87	1.02	0	1	12.77	1.01	0	1	-44.67	1.22	9.84	1.15	0.12	1.01	8.79	1.2
58	2	10.36	2.65	559	-7.04	1.02	0.18	1.5	14.63	1.02	11.02	1.05	-40.8	1.2	9.17	1.14	0.29	1.01	7.62	1.17
59	1	6.25	1.6	710	-2.52	1	0	1	7.55	1	0	1	-50.29	1.25	4.85	1.07	1.08	1.05	6.19	1.14
60	1	5.34	1.37	861	-1.08	1	0	1	8.27	1	0	1	-41.43	1.2	2.37	1.04	-0.14	1.01	4.07	1.09
61	1	5.24	1.34	1012	-1.26	1	0	1	7.54	1	0	1	-41.4	1.2	2.06	1.03	-0.02	1	3.62	1.08
62	1	8.68	2.23	1100	3.81	1	5.07	1.46	3.88	1.01	13.96	1.06	-41.06	1.2	2.61	1.04	1.11	1.05	3.35	1.07
63	1	8.05	2.06	1115	-3.5	1	7.31	1.45	10.36	1	13.48	1.06	-41.6	1.21	0.34	1	-0.76	1.04	3.15	1.07
64	1	5.3	1.36	1266	-2.14	1	0	1	8.09	1	0	1	-41.46	1.2	2.42	1.04	-0.2	1.01	3.45	1.08
65	1	9.03	2.31	1308	1.6	1	3.73	1.47	7.44	1	10.63	1.05	-52.68	1.26	1.7	1.03	0.5	1.02	6	1.13

Tabla 7.5. Selección del Riesgo máximo, caso de coincidir instante de riesgo en varios ángulos.

En la siguiente tabla (Tabla 7.6) se representa la información resultante de los instantes de riesgo detectados en una articulación y ángulo (LUMBAR, flexión/extensión) y la representación de cómo se calculo los parámetros correspondiente al ciclo de trabajo analizado.

Tabla 7.6. Cálculo de parámetros de riesgo para una articulación y ángulo concreto.

Se observa de la figura que, en el *frame* (1485), se obtiene una valoración de riesgo de 3, como resultado de obtener un % de riesgo del 28.75%, calculado como:

$$\text{Riesgo\%delMax} = \text{Riesgo.IR} / \text{Risk.Max} * 100 = 3.48 / 12.11 * 100 = 28.75\%$$

De la figura se puede deducir fácilmente cómo se calcula el riesgo en ese instante (Riesgo.IR) y el riesgo máximo para esa articulación y ángulo (Risk.Max). El resto de parámetros se calcula como sigue:

$$\text{Nº Inst.Ri.} = \text{Nº líneas de la tabla}$$

$$\text{Nº Inst.Ri./min} = \text{Nº Inst.Riesgo} \times [60 / \text{TiempoCiclo}]$$

$$\text{Inst.Ri} \times \text{Fact.Ri} = \sum (\text{Riesgo.IR}) \Rightarrow \text{Cada IR contribuye con su valor (1-12)}$$

$$\text{Inst.Ri} \times \text{Fact.Ri} / \text{min} = \text{Inst.Ri} \times \text{Fact.Ri} \times [60 / \text{TiempoCiclo}]$$

Hasta ahora se ha expuesto el proceso de cálculo para una articulación y ángulo concreto. En la siguiente tabla (Tabla 7.8) se explicita cómo se valora el riesgo global de cada articulación, a partir de los riesgos obtenidos de cada uno de los ángulos analizados en la misma.

En dicha tabla es importante destacar el cálculo del % riesgo alcanzado para un ángulo. Para el caso de Flexión/Extensión se obtiene un valor del 3.75%, que sumado al resto de ángulos resulta un valor total de 13.21%, lo cual supone un nivel de riesgo 1 (Riesgo Bajo) para la articulación Lumbar. Dicho % del 3.75, es calculado en base al nº de instantes de riesgo máximo por minuto permitido para cada articulación. Al respecto se han considerado los siguientes valores máximos (Tabla 7.7):

Articulación.	IR max. / min
Lumbar = 15 x 3	45
Cervical = 25 x 3	75
Hombro = 40 x 3	120
Codo = 50 x 2	100
Carpó = 40 x 2	80

Tabla 7.7. Nº de Instantes de Riesgo Máximo por minuto.

Dichos valores máximos se han ido ajustando a lo largo del desarrollo del método y de las pruebas llevadas a cabo.

En la misma tabla también se puede observar los porcentajes de riesgo por minuto alcanzados en cada una de las articulaciones valoradas, en este caso riesgo bajo en Lumbar, Hombro derecho y Codo derecho, y sin riesgo en el resto. A la derecha de esos valores, y resaltados con un cuadro, se incluye ciertas estadísticas relativas al ciclo de trabajo analizado, los cuales son valores no ponderados por minuto. Esto es, representan el número de instantes de riesgos detectados y, de ellos, el porcentaje que han resultado de riesgo 0 hasta 4. Por ejemplo, para el caso Lumbar: 60 instantes de riesgo (5% de nivel 0, 63% nivel 1, 25% nivel 2, 7% nivel 3, 0% nivel 4). Esta información se considera relevante para valorar el nivel de riesgo global y las articulación más expuestas a riesgos de TME.

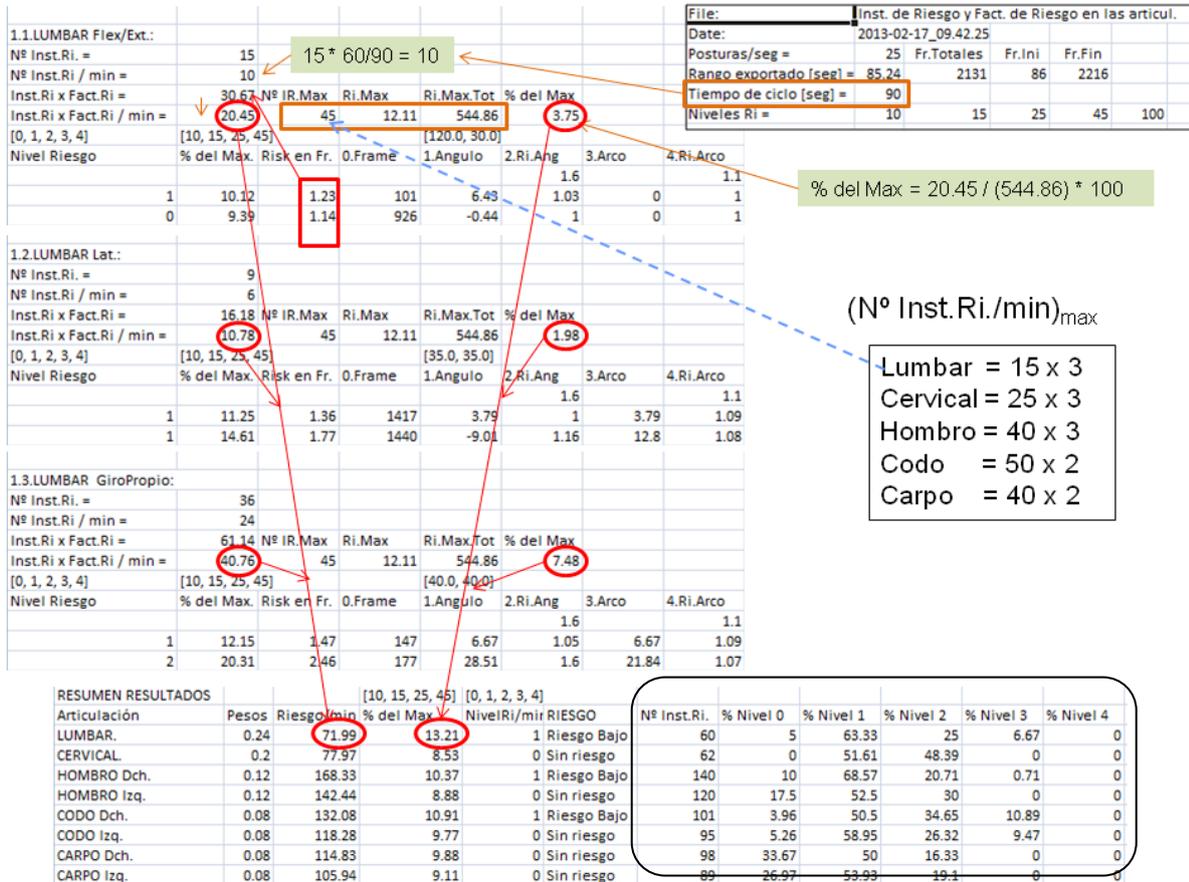


Tabla 7.8. Cálculo del riesgo global para cada articulación.

En la figura (Fig. 7.4) se recoge el resumen de resultados de la aplicación del método FORCES, donde también se incluye ciertos parámetros adicionales que se consideran (coeficiente de nivel de actividad ó % del tiempo de ciclo con factores adicionales), así como la ponderación del riesgo total para el brazo derecho e izquierdo, tanto en valor numérico como en porcentaje (por ejemplo, para el brazo derecho, 32.26 puntos, 2.1% respecto al riesgo máximo). Finalmente resulta un riesgo global del 6.59% para todo el cuerpo.

Resumen de Resultados FORCES

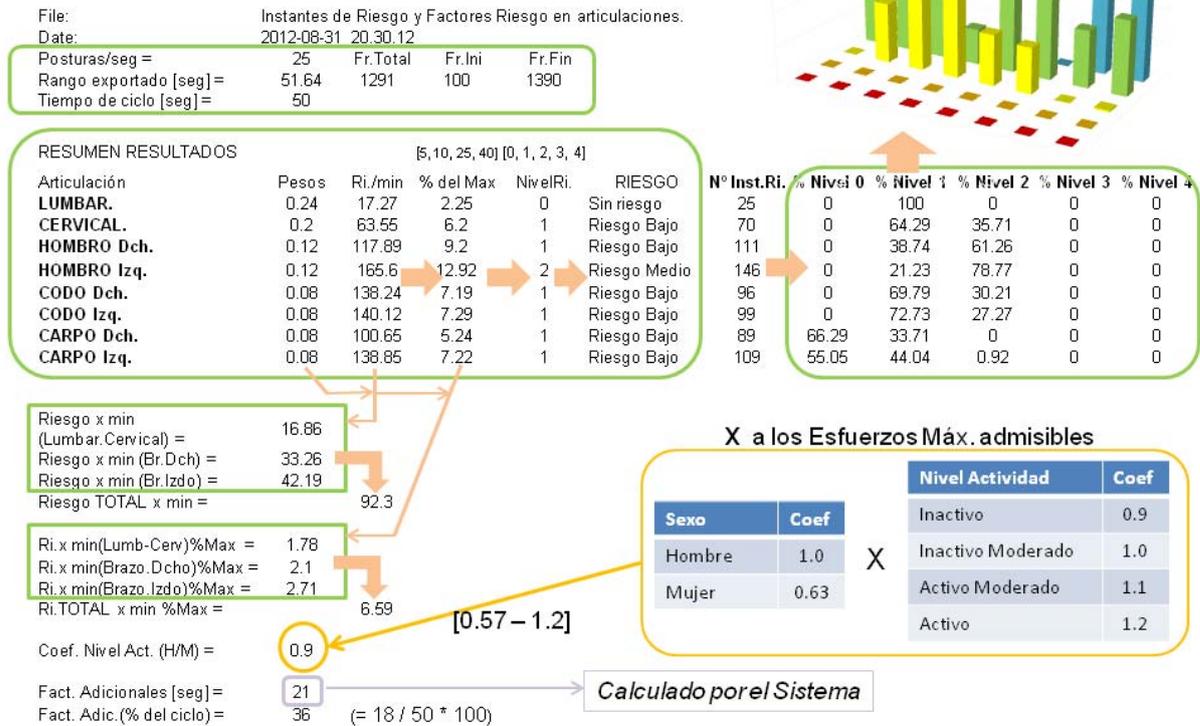


Fig. 7.4. Resumen de resultados del método FORCES. Valoración y parámetros adicionales.

Tal como se ha expuesto, el motor de cálculo del método de FORCES calcula niveles de riesgo [0 a 4] de cada articulación (Lumbar, cervical, hombros, codos y manos), en base al porcentaje del riesgo obtenido respecto al riesgo máximo, de acuerdo a la tabla (Tabla 7.3).

La información resultante del motor de cálculo es recogida en ciertos ficheros de salida:

- **MH_move.csv.** Movimiento en las articulaciones. Incluye una línea por cada postura o *frame* analizado (25 Fr/seg) y un total de 125 campos, correspondientes a las traslaciones y rotaciones de cada uno de los segmentos corporales.
- **MH_forces.csv.** Fichero que incluye todos los datos relativos al cálculo de esfuerzos y momentos en las articulaciones, incluyendo los esfuerzos de inercia y los parámetros cinemáticos correspondientes.
- **MH_riesgos.csv.** Recoge la información expuesta en esta sección, esto es, las puntuaciones alcanzadas en cada articulación y para cada ángulo de giro, relativas a los riesgos derivados de cambios de sentido de giro de las articulaciones en determinados instantes de tiempo y de ciertos factores (coeficientes de riesgos) calculados en esos instantes función de parámetros como: ángulo de giro en ese instante, velocidad angular anterior o posterior al cambio, esfuerzos sobre la articulación, entre otros.

7.5 VALORACIÓN GLOBAL DE FORCES E INFORMES DE RESULTADOS.

La valoración del riesgo de cada articulación expuesto en la sección anterior es el resultado del procesamiento llevado a cabo por el motor de cálculo del método FORCES, que se lanza desde el entorno de animación 3D antes aludido (292), pero no incluyen ciertos factores globales, como por ejemplo, el tiempo de recuperación o la duración de actividades repetitivas, los cuales son considerados desde una hoja MS-Excel, que incluye funciones adicionales para introducir ciertos datos, como la jornada de trabajo entre otros, y generar los informes de salida correspondientes. En esta sección se recoge dicha información.

7.5.1 PARAMETROS GLOBALES. HOJA DE CALCULO FORCES.

Para la aplicación del método FORCES se ha diseñado una hoja de cálculo, en la cual se han implementado un conjunto de funciones, que permite completar los datos necesarios para generar los informes de salida relativos al puesto de trabajo estudiado. Previamente se deberá importar en dicha hoja de cálculo los ficheros de resultados ya citados ("MH_move.csv" y otros) (Fig. 7.5). Asimismo incluye funciones para la aplicación del método OCRA, así como la posibilidad de exportación de información del puesto para un cálculo multitarea tanto del método OCRA como FORCES.

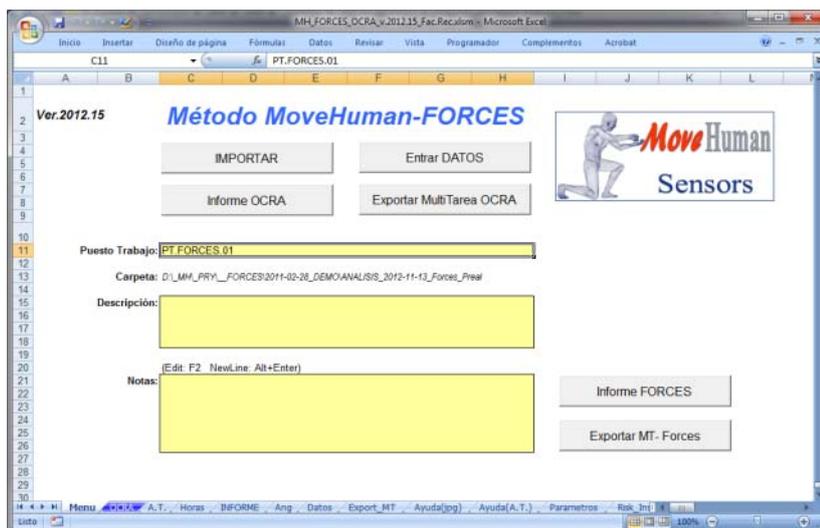


Fig. 7.5. Menú principal hoja cálculo del método FORCES.

A efectos de completar la información para generar los resultados de FORCES, bastará introducir la jornada laboral del trabajador y el sistema mostrará el resultado de horas sin recuperar, así como los factores de recuperación y duración correspondientes (Fig. 7.6).

Dichos factores de recuperación y duración tienen una interpretación similar al método OCRA pero su cuantificación es diferente. En el caso de FORCES se calculan por interpolación a partir de las gráficas representadas a la derecha (Fig. 7.6) y también es diferente cómo influyen en el cálculo. En el método FORCES esos factores multiplican a los porcentajes de riesgos calculados en cada articulación, en consecuencia, un factor 1 será inocuo y el valor máximo, que puede llegar a 2.5 para el factor de recuperación, implicará multiplicar los riesgos por ese valor. Luego realmente corresponden al inverso de los factores OCRA y ajustados a unas curvas propias del método FORCES.

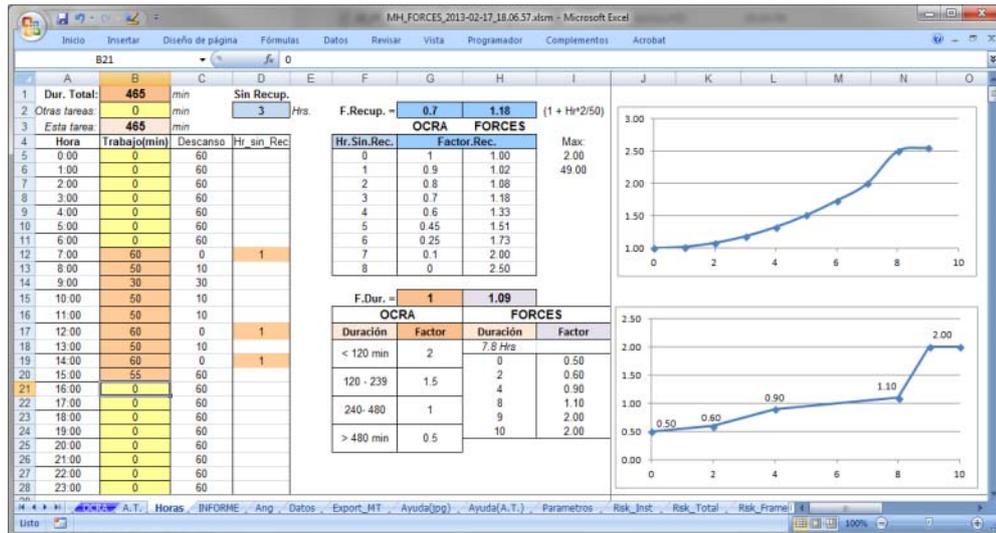


Fig. 7.6. Jornada de trabajo. Factores de Recuperación y Duración resultantes.

En la siguiente figura (Fig. 7.7) se recoge la información resultante de la aplicación del método. En la parte superior derecha se recoge las tablas consideradas para el cálculo de los factores globales, nos referimos a: factor de recuperación, factor de duración (tiempo dedicado a tareas repetitivas) y coeficiente por factores adicionales. Este último, se calcula en función al % del tiempo de ciclo donde hay factores adicionales. En el caso de la figura, resultan, 1.18, 1.09 y 1.05, respectivamente, los cuales multiplicarán a los porcentajes de riesgo por minuto. Así para la columna lumbar tendremos:

$$\text{Riesgo/min} = 137.6$$

$$\text{Riesgo max. lumbar} = \text{Ri Max Lumbar} \times \text{N}^\circ \text{ IR Max Lumbar} = 12.108 \times 45 = 544.86 \text{ (Tabla 7.7).}$$

$$\% \text{ Riesgo/min (del max)} = 137.6 / 544.86 = 25.3\%$$

$$\% \text{ Riesgo (x Fact.Globales)} = 25.3\% \times (1.18 \times 1.09 \times 1.05) = 34.2\%$$

$$\text{Nivel riesgo} = 3 \text{ (según tabla de niveles de riesgo de 0 a 4) (Tabla 7.3).}$$

A partir de los pesos globales de cada articulación considerados en el método FORCES, indicados también en la misma figura, es fácil deducir los porcentajes de riesgo resultantes a nivel del brazo derecho e izquierdo, en la figura, (18.5 %, nivel riesgo 2) y (17.6 %, nivel riesgo 2). Asimismo se incluye gráficos del % de Riesgo por minuto (incluido los factores globales), así como el reparto de riesgos ponderados por articulación.

En la tabla (Tabla 7.9) se incluye los niveles de riesgo asociados a los porcentajes de riesgo respecto al máximo (Tabla 7.3), pero añadiendo la valoración del riesgo en tres niveles: aceptable, aceptable condicionalmente, y no aceptable. Esta clasificación nos será útil a efectos de comparación con el método OCRA.

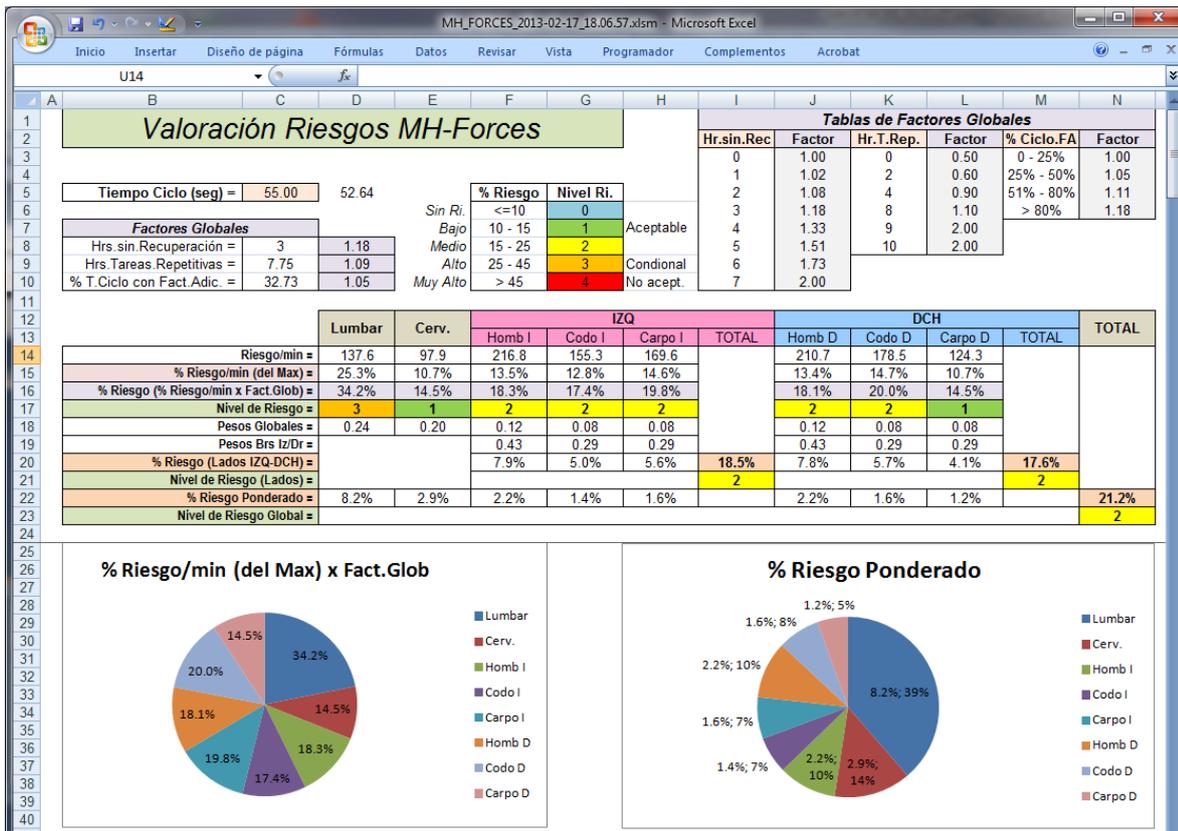


Fig. 7.7. Información resultante del método FORCES. Factores globales y Niveles de Riesgo de cada articulación.

% Riesgo del Máximo	Nivel Riesgo	Evaluación Riesgo
<=10	0	Aceptable
10-15	1	
15 - 25	2	
25 - 45	3	Condicional
> 45	4	No aceptable

Tabla 7.9. Valoración de riesgo en método FORCES, función de los % de riesgo respecto al máximo.

7.5.2 VALORACIÓN DE LA CARGA POSTURAL EN EL MÉTODO FORCES.

La valoración del riesgo de cada articulación expuesta en el punto anterior, que incluye los factores de riesgo globales como repetitividad, duración o adicionales (Fig. 7.7), se complementa con una ventana donde se puede consultar estadísticas relativas al número de instantes de riesgo detectados de cada articulación, y el porcentaje de dichos instantes de riesgo agrupados por niveles de riesgo, ver figura (Fig. 7.8). En esa figura se puede observar que, en columna "lumbar", se ha obtenido 33 instantes de riesgo, de los cuales la mayoría, el 66.7% son de nivel 1, no habiendo ninguno de nivel 4.

A la derecha de las citadas estadísticas de porcentaje de instantes de riesgo por niveles de riesgo (0 a 4) y para cada articulación, se incluye una columna con el nombre de "Valoración % de Riesgo". Esta valoración trata de cuantificar el riesgo postural derivado de la cantidad de instantes de riesgos de cada nivel (0 a 4) obtenido a lo largo del ciclo de trabajo. Esta valoración no está vinculada a riesgos por minuto, sino al riesgo correspondiente a la duración de la actividad analizada, que puede ser inferior o superior al minuto.

Articulación	Nº Inst.Ri.	% Nivel 0	% Nivel 1	% Nivel 2	% Nivel 3	% Nivel 4	Val. %Fisk
LUMBAR.	33	3.0	66.7	27.3	3.0	0.0	1.5
CERVICAL.	56	3.6	69.6	26.8	0.0	0.0	1.4
HOMBRO Dch.	74	1.4	73.0	25.7	0.0	0.0	1.4
HOMBRO Izq.	95	9.5	59.0	30.5	1.1	0.0	1.4
CODO Dch.	59	1.7	76.3	22.0	0.0	0.0	1.3
CODO Izq.	73	0.0	76.7	23.3	0.0	0.0	1.3
CARPO Dch.	45	55.6	35.6	8.9	0.0	0.0	0.6
CARPO Izq.	54	33.3	42.6	22.2	1.9	0.0	1.1

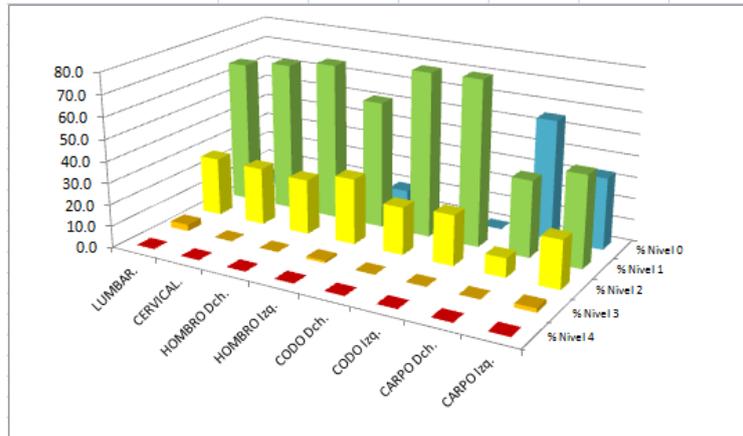


Fig. 7.8. Estadísticas de % de niveles de riesgo del nº total de Instantes de Riesgo.

Para calcular dicha valoración se ha considerado los siguientes pesos asociados a cada nivel de riesgo (Tabla 7.10):

Nivel Riesgo	Peso Aplicado
0	0
1	1
2	2.5
3	5
4	10

Tabla 7.10. Pesos asociados a niveles de riesgo. Para estimación de riesgo por carga postural.

La forma de proceder es la siguiente: cada porcentaje de instantes de riesgo se multiplica por su peso y se suman, y el resultado se divide por 100. Por ejemplo, para lumbar, en el caso de la figura (Fig. 7.8), tendríamos:

$$(3.0 \times 0 + 66.7 \times 1 + 27.3 \times 2.5 + 3.0 \times 5 + 0.0 \times 10) / 100 = 1.5$$

Se podría obtener un resultado que puede variar de 0, todos los instantes de riesgo son de nivel 0 hasta un valor de 10, cuando todos son de nivel 4.

La justificación de los pesos se corresponde con la siguiente lógica de valoración:

- Si todos los instantes de riesgo detectados tienen un nivel 0, lógicamente la valoración sería también 0.
- Si el 100% fuera de nivel 1, obtendríamos una valoración de 1.
- Si se llegara a alcanzar un 80% de instantes de riesgo de nivel 2, obtendríamos una valoración igual o superior a 2 ($80 \times 2.5 / 100 = 2$).
- Si se llegara a alcanzar un 80% de instantes de riesgo de nivel 3, independiente de que el resto fuera de niveles inferiores, obtendríamos una valoración igual o superior a 4 ($80 \times 5 / 100 = 4$).

- Si se llegara a alcanzar un 40% de instantes de riesgo de nivel 4, independiente de que el resto fuera de niveles inferiores, obtendríamos una valoración igual o superior a 4 ($40 \times 10 / 100 = 4$).

Esta misma lógica de valoración para asignar una puntuación a las estadísticas resultantes de porcentajes de instantes de riesgos de cada nivel de 0 a 4, se ha seguido para valorar las estadísticas aplicadas en el resultado del método REBA con el sistema MH-Sensors (ver apartado 0). En aquel caso también se obtenían el porcentaje de posturas resultante con nivel de riesgo de 0 a 4, lógicamente la valoración del riesgo se calcula de otra forma, pero el paralelismo entre uno y otro es evidente. Aprovechando esa similitud, la comparativa entre los métodos FORCES y REBA en esta tesis se ha realizado a partir de los citados valores de porcentaje de instantes de riesgo con un determinado nivel de riesgo (0 a 4) y de acuerdo a la lógica de valoración expuesta.

7.5.3 RIESGOS ACUMULADOS POR MINUTO. ESFERAS DE RIESGO.

Uno de los resultados significativos del método FORCES es lo relativo a la evolución de Riesgos Acumulados Ponderados por minuto (Tabla 7.11). Esta información es útil para observar la evolución del riesgo a lo largo del ciclo de trabajo y en cada articulación. Se puede observar en el ejemplo de la tabla que puede ir aumentando o disminuyendo a lo largo del tiempo, dependiendo si una articulación está siendo muy solicitada hasta un cierto instante (en este caso aumentará), pero si en los siguientes segundos se relaja irá disminuyendo. En definitiva calcula los riesgos por minuto como si el ciclo durase hasta ese instante. En la tabla sólo se ha representado los primeros *frames* donde se han detectado instantes de riesgo, la tabla completa tendría más campos.

LUMBAR											
Frame:	80	85	116	133	139	165	178	181	240	318	396
Risk.acumulado:	1.37	2.74	4.19	5.91	7.73	9.5	11.33	13.48	15.12	16.79	18.62
Risk.acumul.min:	25.77	48.42	54.22	66.6	83.39	86.34	95.48	111.73	94.49	79.19	70.53
Risk.acum.min(% del Max):	4.73	8.89	9.95	12.22	15.3	15.85	17.52	20.51	17.34	14.53	12.94
CERVICAL											
Frame:	87	90	106	113	118	124	132	138	142	181	256
Risk.acumulado:	1.49	3.29	4.67	6.16	7.82	9.7	10.97	12.3	13.92	15.65	17.21
Risk.acumul.min:	25.65	54.84	66.1	81.8	99.42	117.3	124.65	133.66	147.04	129.68	100.82
Risk.acum.min(% del Max):	2.8	6	7.23	8.94	10.87	12.83	13.63	14.61	16.08	14.18	11.02
HOMBRO Dch.											
Frame:	87	116	133	150	151	169	176	178	197	210	264
Risk.acumulado:	1.25	3.25	5.78	8.14	10.52	12.62	15.27	17.9	19.84	21.93	24.59
Risk.acumul.min:	21.49	42.01	65.22	81.38	104.51	112.04	130.1	150.81	151.09	156.65	139.74
Risk.acum.min(% del Max):	1.31	2.57	3.99	4.98	6.39	6.85	7.96	9.23	9.24	9.58	8.55
HOMBRO Izq.											
Frame:	94	106	109	121	122	128	133	137	138	175	179
Risk.acumulado:	1.74	3.21	4.97	6.73	8.54	9.98	12.47	15.03	17.63	20.78	23.89
Risk.acumul.min:	27.69	45.46	68.33	83.4	105	116.98	140.6	164.61	191.65	178.1	200.21
Risk.acum.min(% del Max):	1.69	2.78	4.18	5.1	6.42	7.16	8.6	10.07	11.72	10.9	12.25
CODO Dch.											
Frame:	95	98	116	133	142	144	156	159	174	185	195
Risk.acumulado:	1.35	2.8	4.09	6.39	8.48	10.75	12.7	15.03	16.83	18.7	20.65
Risk.acumul.min:	21.3	42.91	52.88	72.05	89.58	111.97	122.08	141.79	145.09	151.6	158.82
Risk.acum.min(% del Max):	1.76	3.54	4.37	5.95	7.4	9.25	10.08	11.71	11.98	12.52	13.12
CODO Izq.											
Frame:	78	81	99	105	118	129	130	133	182	190	211
Risk.acumulado:	1.31	2.59	3.91	5.44	6.89	8.27	9.57	12.05	14.59	16.96	19.31
Risk.acumul.min:	25.13	47.9	59.28	77.71	87.65	96.16	110.46	135.88	120.28	133.87	137.25
Risk.acum.min(% del Max):	2.08	3.96	4.9	6.42	7.24	7.94	9.12	11.22	9.93	11.06	11.34
CARPO Dch.											
Frame:	101	102	118	126	133	148	158	175	180	197	210
Risk.acumulado:	1.33	2.53	3.74	4.83	6.9	9.37	11.27	13.21	15.32	17.25	19.88
Risk.acumul.min:	19.69	37.15	47.52	57.53	77.84	95.02	106.95	113.21	127.68	131.32	142.01
Risk.acum.min(% del Max):	1.69	3.2	4.09	4.95	6.7	8.17	9.2	9.74	10.98	11.3	12.22
CARPO Izq.											
Frame:	79	95	133	140	157	168	179	181	218	230	265
Risk.acumulado:	1.26	2.44	5.48	8.82	10.67	12.96	15.16	17.07	20.59	24.24	27.24
Risk.acumul.min:	24.37	38.6	61.78	94.45	101.97	115.68	127.07	141.44	141.68	158.12	154.16
Risk.acum.min(% del Max):	2.1	3.32	5.32	8.13	8.77	9.95	10.93	12.17	12.19	13.6	13.26

Tabla 7.11. Tabla de evolución de riesgos por minuto en las articulaciones.

Una representación gráfica de dicha tabla se incluye en la figura (Fig. 7.9), donde se puede apreciar la evolución del riesgo por minuto a lo largo del ciclo de fabricación. En el caso de la figura el riesgo en columna lumbar es mayor en el primer tercio del ciclo para disminuir al final. Esta evolución del riesgo también se representa con lo que se ha denominado “esferas de riesgo” que se dibujan en las articulaciones del modelo digital, figuras (Fig. 7.10, Fig. 7.11), incluidas más adelante. Dichas esferas de riesgo tienen un diámetro proporcional al riesgo por minuto, alcanzado por una articulación en un determinado momento.



Fig. 7.9. Valores de riesgos por minuto en los instantes de riesgo a lo largo del tiempo de ciclo.

7.5.4 VISUALIZACIÓN GRÁFICA DEL MÉTODO FORCES.

Los resultados de la aplicación del método FORCES se pueden visualizar gráficamente sobre el entorno de animación 3D ya indicado. En concreto, y sobre el modelo humano digital que reproduce el movimiento del trabajador, se puede visualizar los vectores fuerzas y esferas de riesgo en cada una de las articulaciones y a lo largo del ciclo de trabajo. Tal como se ha indicado en el punto anterior, dichas esferas de riesgo tienen un diámetro proporcional al riesgo por minuto alcanzado por una articulación hasta ese momento, esto es, si la tarea terminara en ese instante, correspondería al riesgo por minuto del ciclo de trabajo.

Las esferas de riesgo (riesgos por minuto), por tanto, representan la evolución de los riesgos por minuto y articulación, y pueden ir variando de tamaño a lo largo de la duración de la actividad. Si en los primeros momentos se detectan muchos instantes de riesgo de un valor importante, la esfera de riesgo aumentará de diámetro, si posteriormente esa articulación sufre menos instantes de riesgo o de menor intensidad, la esfera irá disminuyendo. Reseñar que el diámetro de las esferas de riesgo en el último instante del tiempo de ciclo, representan precisamente el riesgo por minuto del ciclo de trabajo evaluado.

La figura (Fig. 7.10), corresponde a momentos concretos de tareas repetitivas durante el ciclo de trabajo de un puesto de trabajo simulado de tarea repetitiva.

En la figura (Fig. 7.11), se incluye posturas particulares donde se manipulan objetos, instantes de coger o dejar la carga. Indicar que FORCES considera el esfuerzo durante todo el tiempo que el trabajador está sosteniendo la carga, así como la cinemática del movimiento, que puede influir en las fuerzas de inercia que pueden derivarse de manipulaciones rápidas de la carga.

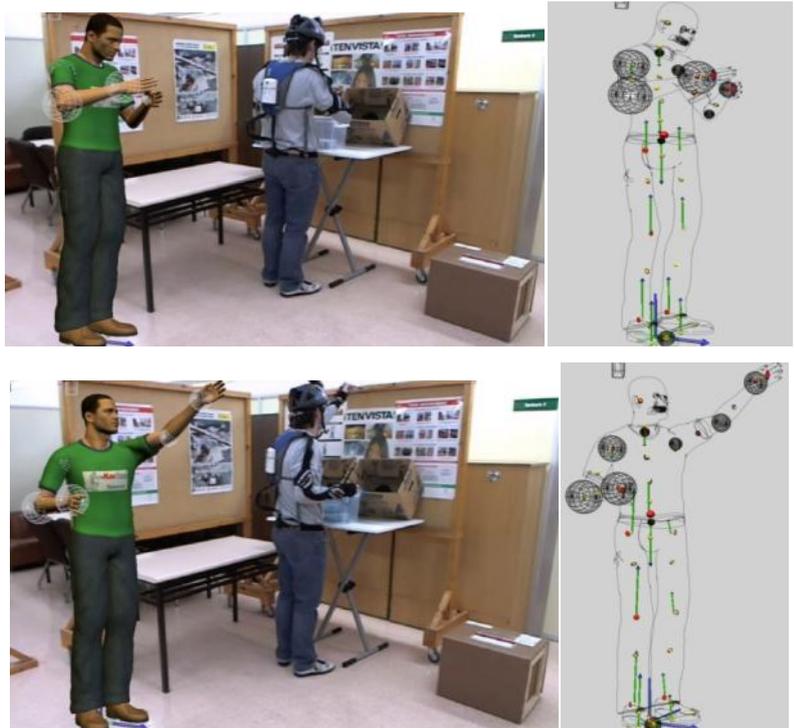


Fig. 7.10. Representación de vectores de fuerza y esferas de riesgo sobre el modelo digital.



Fig. 7.11. Puesto simulado. Vectores fuerza en Instantes de manipulación de cargas

Hasta el momento se ha expuesto los fundamentos del método FORCES y los resultados de su aplicación, tanto numéricos como gráficos. En los siguientes apartados se recoge la instrumentación requerida, al tratarse de un método de medición directa, y posteriormente la parametrización del sistema que constituye la base del cálculo para estimar los valores de riesgo en los instantes de riesgo para cada uno de los factores de riesgo considerados. Se complementa con cuestiones relativas a la determinación de dichos “instantes de riesgo”, que es uno de los aspectos característicos de este método.

7.6 SISTEMA DE CAPTURA DE MOVIMIENTO.

Uno de los elementos claves de cara a la aplicación del método que nos ocupa es la utilización de un sistema de captura de movimiento que nos permita trasladar el movimiento del trabajador a un modelo humano de una antropometría similar al sujeto observado.

Dicha recreación del movimiento nos abrirá las puertas a la aplicación de un cálculo biomecánico en cada postura capturada, normalmente 25 ó 50 posturas por segundo y, en consecuencia, poder realizar un análisis cinemático de velocidades y aceleraciones lineales y angulares de los segmentos corporales, así como de esfuerzos dinámicos resultantes sobre las articulaciones derivado del movimiento que realiza el trabajador y de las fuerzas que ejerce sobre los objetos que manipula. Información necesaria y relevante para la aplicación del método que nos ocupa.

Según lo expuesto, se desprende la necesidad de contar con un sistema de captura de movimiento y, si es posible, aplicable en los propios puestos de trabajo. Para tal propósito se ha contado con el sistema **Move-Human Sensors** (2) (Fig. 7.12), diseñado por el equipo de desarrollo del Profesor J. Marín de la Universidad de Zaragoza, el cual permite capturar el movimiento humano fuera del entorno de laboratorio, y está dirigido al análisis musculoesquelético de la actividad laboral en condiciones reales de trabajo.

Tecnológicamente está basado en sensores de movimiento inerciales, este tipo de sensores han sido validados para el análisis postural por diferentes autores (196, 224, 250, 251). Los cuales se fijan sobre la ropa del trabajador por medio de sujeciones especiales en determinadas puntos anatómicos y están conectados a un concentrador que se ubica en una pequeña mochila que lleva el trabajador en su espalda (Fig. 7.13).



Fig. 7.12. Esquema funcional de MH-Sensors. Componentes del Sistema.

El sistema se complementa con un ordenador portátil y una cámara tipo webcam, que son los elementos que se precisan para realizar la captura en campo (Fig. 7.12).

El trabajador también puede llevar un **casco ligero** (Fig. 7.12) el cual dispone de una fijación para ubicar el sensor de la cabeza y una sujeción especial para ubicar una **cámara panorámica** de 170° que se controla remotamente desde un dispositivo de pulsera que maneja el operador. La filmación tomada por esta cámara recogerá fielmente las tareas que realiza el trabajador durante la captura, especialmente los movimientos que realice con las manos (Fig. 7.14), que será importante de cara a la aplicación de un método como OCRA (5, 90), ya citado previamente.



Fig. 7.13. Sensores Inerciales de Movimiento, Concentrador y Colocación.



Fig. 7.14. Visualización de cámara panorámica ubica sobre el casco. Puesto de trabajo simulado.

En casos particulares, se pueden utilizar una cámara con lentes calibradas que nos permitiría por fotogrametría reconstruir en 3D el puesto de trabajo y conocer con precisión los aspectos dimensiones del puesto (Fig. 7.15).



Fig. 7.15. Recreación 3D del puesto de trabajo por medio de fotogrametría.

En el caso particular de esta tesis, el sistema de captura se controla para su utilización en campo por medio de un tablet-PC que, de forma inalámbrica vía bluetooth, se conecta con el citado concentrador, permitiendo recoger la información emitida por los sensores relativa a ángulos y aceleraciones lineales y angulares a una frecuencia de 50 veces por segundo. Dicho PC incluye la aplicación de captura y control de los sensores, junto con un software que permite visualizar el movimiento en tiempo real sobre un modelo biomecánico de hombre o mujer.

Para el trabajo en oficina, se cuenta con un software específico para realizar las tareas de análisis y evaluación ergonómica que se requieran. En particular, podremos ajustar la antropometría del modelo según nos interese y, fruto del estudio tridimensional del movimiento, podremos realizar un análisis biomecánico y aplicar métodos de evaluación ergonómica incorporados en el software: Módulo **REBA** (7) (evaluación de la carga postural) y **NIOSH** (184), monotarea y multitarea, para el análisis de movilización de cargas, e incluye una generación automática de informes. También se dispone de un módulo de aplicación del método **OCRA** (5, 90), mono y multitarea, para evaluación ergonómica de tareas repetitivas.

Consecuentemente, podremos precisar en qué momentos de la actividad del trabajador pueden producirse lesiones musculoesqueléticas y sobre qué articulaciones en concreto. Ello nos permitirá realizar un rediseño de la operativa de trabajo evitando posibles situaciones de riesgo.

Gracias a su portabilidad permite realizar evaluaciones en lugares sin requerimientos especiales y con tiempos de puesta de operación del sistema reducidos. A efectos de esta tesis, se ha orientado al análisis y evaluación de tareas repetitivas a alta frecuencia y se ha aplicado al conjunto de puestos de trabajo incluidos en este estudio.

7.7 PROCEDIMIENTO DE TRABAJO.

El procedimiento a seguir para llevar a cabo el análisis de riesgos de tareas repetitivas por medio del método FORCES se podría sintetizar en 3 fases:

- En la 1ª fase se realiza la **captura del movimiento** del puesto de trabajo a evaluar. Es recomendable iniciar la captura un poco antes del inicio del ciclo de fabricación y extenderla a lo largo de dos ciclos completos de fabricación.
- En la 2ª fase se hace uso del software de simulación 3D donde, ejecutando ciertas funciones implementadas en dicho software, se procesan los datos recogidos de los sensores con el fin de **recrear el movimiento** sobre un modelo biomecánico de hombre o mujer que se moverá como el sujeto observado. A la vez, se realizan los **cálculos** necesarios de ángulos y velocidades de los movimientos articulares capturados y se exportarán a ciertos ficheros para su tratamiento posterior en la siguiente fase.
- En la 3ª fase podremos **analizar** los datos resultantes en términos de riesgos en cada una de las articulaciones, junto con las valoraciones obtenidas en determinadas posturas. Finalmente podremos **generar un informe detallado** de los resultados del análisis.

La metodología concreta aplicada en esta tesis en relación a la aplicación del método FORCES se recoge en el capítulo 8.

7.8 DETERMINACIÓN DE LOS “INSTANTES DE RIESGO”.

Como ya se ha indicado en el punto de “fundamentos del método” uno de los aspectos que constituye la base de la evaluación del riesgo es la determinación de los instantes o “frames” donde se produce un cambio de sentido de giro en una articulación, denominados **instantes de riesgo**.

Para ello, es necesario conocer la variación a lo largo del tiempo de los distintos ángulos implicados en el movimiento de una articulación. Si conocemos dicha variación en un ángulo particular (por ejemplo, la flexión del hombro), será necesario determinar los máximos y mínimos que se alcanzan a lo largo del movimiento, y precisamente esos máximos y mínimos (que llamaremos locales) corresponderán con los cambios de sentido de giro que buscamos, en este caso, de la flexión del hombro.

En la Fig. 7.16, se recoge la representación gráfica de un posible ángulo de una articulación, en concreto, la magnitud del ángulo en función del tiempo. Los referidos cambios de giro corresponderán a un máximo o mínimo local, en el caso de la figura podemos observar dos cambios.

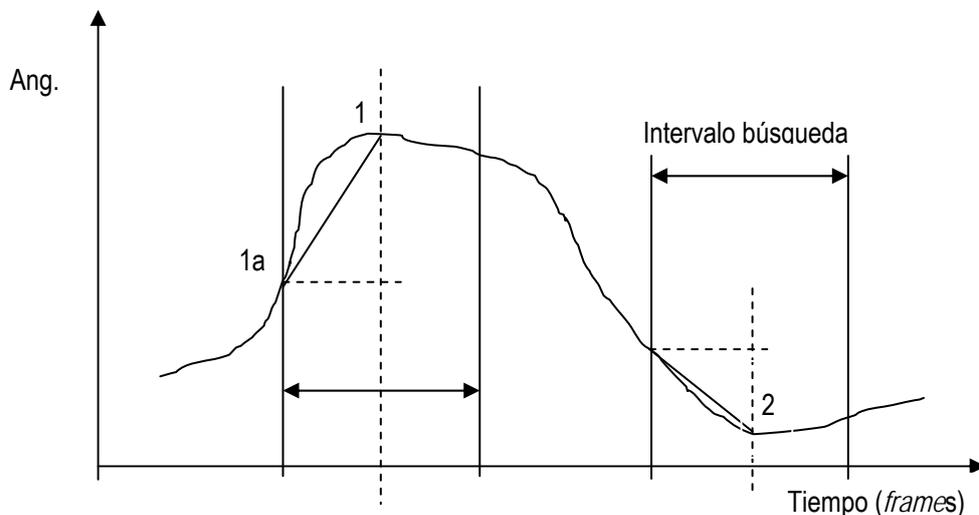


Fig. 7.16. Determinación de máximos y mínimos locales.

Para la determinación de los referidos max/min locales o instantes de riesgo, el método utiliza dos parámetros configurables:

- **Intervalo de búsqueda**, normalmente de un valor de 1 seg (que corresponde a 25 *frames*, si se ha capturado a 25 fps). Se considerará un máximo local si el *frame* intermedio de ese intervalo tiene un valor superior a los *frames* anteriores y posteriores (12 *frames* a la izq y 12 *frames* a la dch). Pero además debe cumplir una segunda condición, relativa al siguiente parámetro.
- **Velocidad media mínima**. Es decir la velocidad media del intervalo anterior o posterior supera un valor mínimo establecido. Dicha velocidad media se calcula como la pendiente de la recta que une los puntos extremos del intervalo con su punto medio (pto 1ª y 1 en la gráfica). Si en ambos lados, no se supera esa pendiente mínima (velocidad media), no se considerará un máximo local, es decir, el cambio de sentido ha sido demasiado "lento" para considerarlo como tal.

Tomando los intervalos de 1 seg (12 *frames* anteriores y 12 posteriores, si fps = 25), según el parámetro (*IntMax_seg*), tendremos que:

El punto "1" se considera un máximo local del ángulo porque, dentro del intervalo considerado anteriormente, el valor del ángulo es superior a todos los puntos a la derecha e izquierda del intervalo (12 *frames* por cada lado), pero también, porque la pendiente entre el punto de inicio del intervalo, punto "1a" y dicho punto "1" (**velocidad angular media**) es superior al parámetro de Velocidad Angular Mínima (**V_{Amin}**), medido en [*grados/seg*]. Basta que en uno de los lados del intervalo su pendiente supere el valor mínimo para considerarse un máximo o mínimo local. Idéntico razonamiento podemos decir en relación al punto "2" para considerarlo mínimo local.

Se ha preferido trabajar con la velocidad media porque la velocidad instantánea en el punto de cambio de giro (máx/min) es lógicamente cero, y dicha velocidad media da una idea de la aceleración o deceleración que soporta la articulación antes del cambio. Si es muy pequeña no se considerará a efectos de computarlo en la valoración del riesgo. Basta que sea suficientemente significativa en uno de los lados (aceleración o deceleración según el caso) para seleccionarlo como max/min local, y en consecuencia como **instante de riesgo**.

A la hora de identificar los instantes de riesgo, se considera los máximos y mínimos locales, pero también cuando la articulación permanece inmóvil, o sin cambios de rotación significativos, durante más de 4 seg, que corresponderá a una postura estática.

En la figura (Fig. 7.17) se resume las condiciones para considerar un instante de riesgo, por un lado, detectar un máximo o mínimo local con una pendiente por uno de los lados superior a un valor indicado por un parámetro y, por otro, ausencia de instantes de riesgo en intervalos superiores 4 segundos, que también puede suponer riesgos en tareas repetitivas (73).

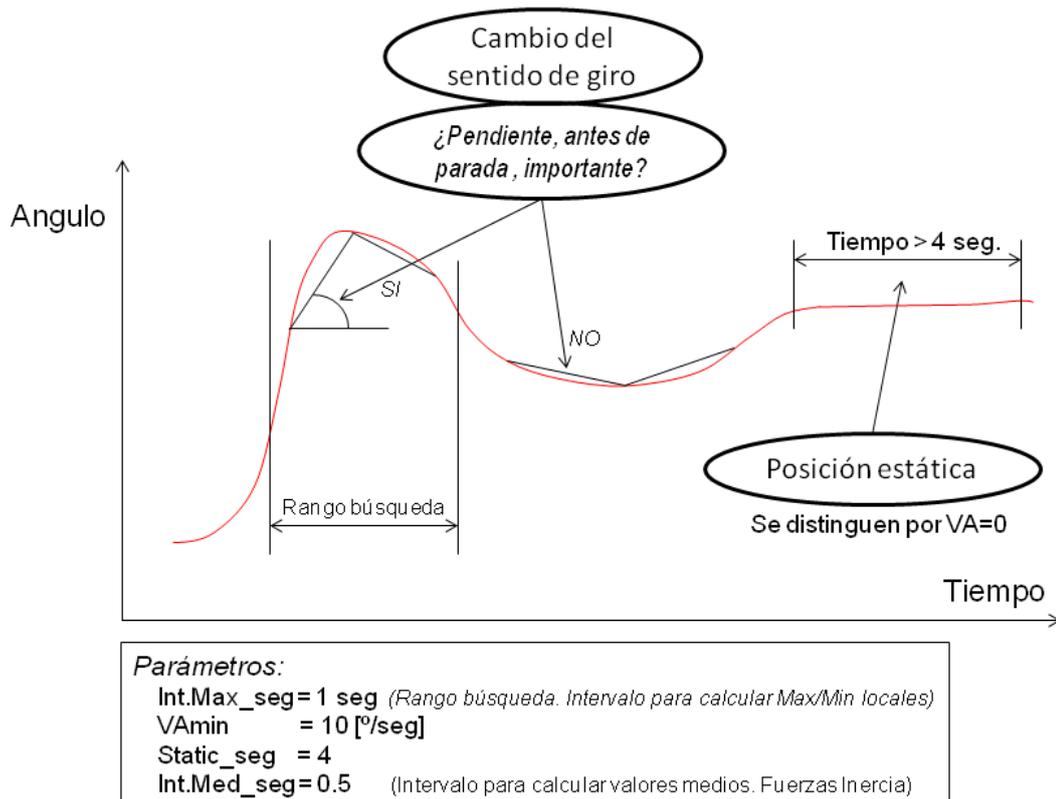


Fig. 7.17. Condiciones para considerar Instante de Riesgo. Parámetros involucrados.

7.9 PROCESO DE CÁLCULO. FUERZAS EXTERNAS.

Los fundamentos del motor de cálculo implementado en el método FORCES se sintetiza en la siguiente figura (Fig. 7.18):

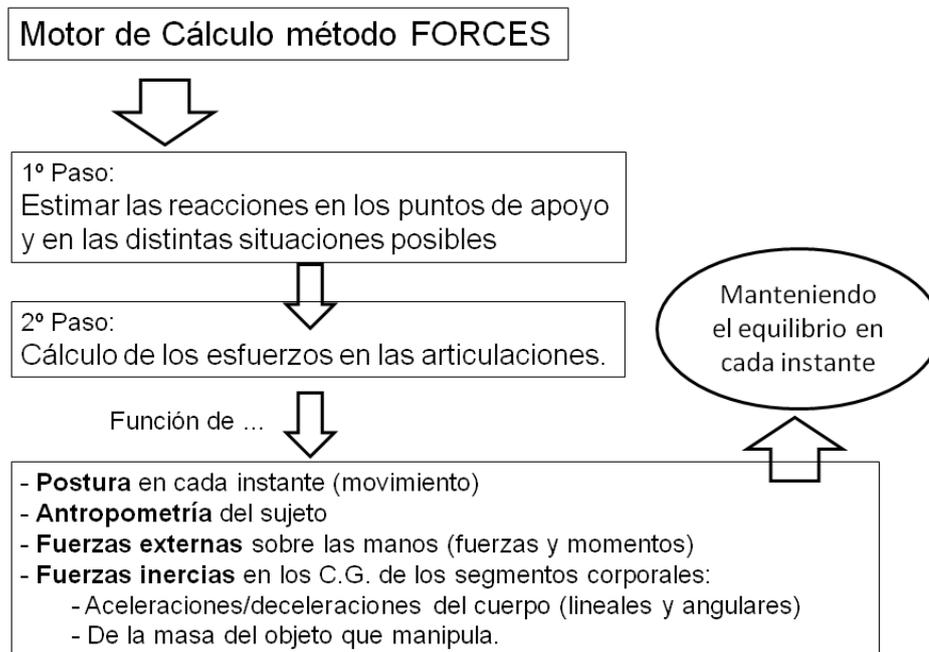


Fig. 7.18. Fundamentos del motor de cálculo del método FORCES.

De la figura se desprende que, una vez estimado las reacciones en los puntos de apoyo del cuerpo, normalmente los pies, o la pelvis si está sentado, o alguna de las manos si está apoyado, se procede al cálculo de los esfuerzos en las articulaciones. Dicho cálculo lo realiza para cada una de las posturas (25 frames/seg), y considerando que en cada una de ellas el cuerpo debe estar en equilibrio, teniendo en cuenta tanto las fuerzas externas como las posibles fuerzas de inercia derivadas de la cinemática del movimiento.

La postura del cuerpo en cada instante, caracterizada por los ángulos de rotación de cada una de las articulaciones, es determinada a partir de la captura de movimiento realizada por medio del sistema descrito MH-Sensors. Adicionalmente a esa información, y para completar los datos necesarios para el cálculo, será preciso introducir información relativa a: puntos de apoyo, antropometría del trabajador y posibles fuerzas externas ejercidas durante la tarea. En los siguientes apartados se amplía esta información.

Anotar que si el evaluador omitiera esa información adicional, el sistema consideraría que no se aplican esfuerzos o pares sobre las manos y que en todo momento el trabajador está en bipedestación sin apoyos adicionales. En todos los casos la altura del trabajador es la introducida durante la captura en campo.

7.9.1 REFERENCIAS DE FUERZAS EXTERNAS.

De cara a la aplicación del método FORCES, el sistema incorpora un conjunto de funciones implementadas sobre un entorno de simulación 3D que permite introducir información relativa a fuerzas externas o al tipo de apoyo de las extremidades.

Para tal propósito se dispone de ciertas referencias, denominadas “*props*”, que pueden ligarse al modelo digital. Dichas referencias nos permitirán indicar al sistema las fuerzas externas que realiza el trabajador o el tipo de apoyo con que cuenta (si está de pie o sentado, por ejemplo) y durante qué instantes de tiempo realiza esos esfuerzos o tiene un determinado apoyo.

En el caso de las fuerzas externas podremos introducir un “vector fuerza”, el cual se trata de un elemento “*prop*” tipo flecha con una sola punta en su extremo, y un “vector momento” (par-fuerza), el cual se trata de un elemento tipo flecha con dos puntas en su extremo (Fig. 7.19).

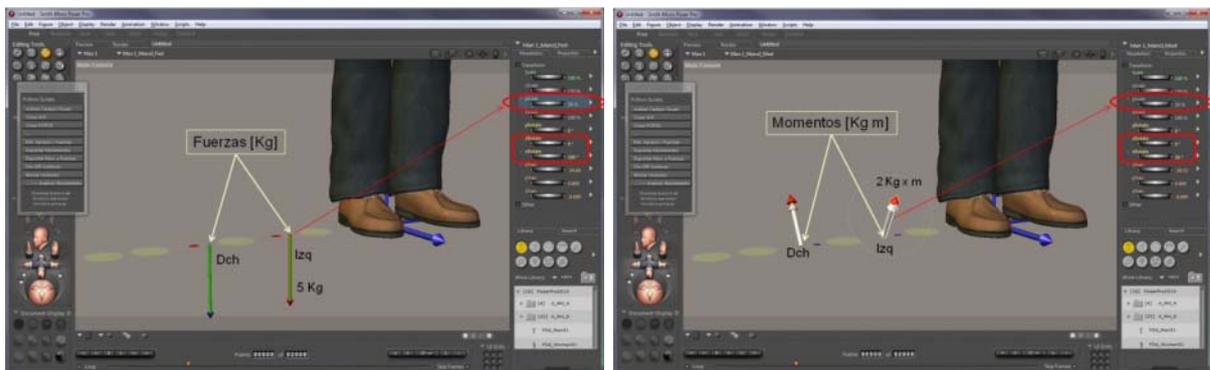


Fig. 7.19. Introducción de vectores fuerza [kg] y momentos o par-fuerza [Kg x m].

Tanto en el caso de fuerza como de momentos se trata de indicar las fuerzas que se ejercen sobre las manos. Si elegimos el “*prop*” correspondiente podremos manipular los siguientes parámetros, los cuales tendrán una influencia significativa en el cálculo posterior:

- **yScale.** El valor que se introduzca aquí lo interpretará el sistema como la magnitud de la fuerza o el momento aplicado (Kg ó Kgxm) sobre la mano correspondiente (dcha o izq según el caso), pero dividida por 10. Por ejemplo:

yScale = 40 %. Se interpretará que se aplica 4 Kg (para un vector tipo fuerza) o bien 4 Kg.m (para un vector tipo momento).

- **xRotate, zRotate.** Nos permitirá orientar el vector según la dirección y sentido de la fuerza o momento aplicado sobre la mano.

Los citados parámetros podremos modificarlos a lo largo de toda la animación, utilizando la función de “*crear KeyFrame*”. De esa forma podremos ajustar la magnitud y orientación de los vectores de acuerdo a cómo hayan variado dichos fuerzas durante la realización de la tarea (Fig. 7.20).

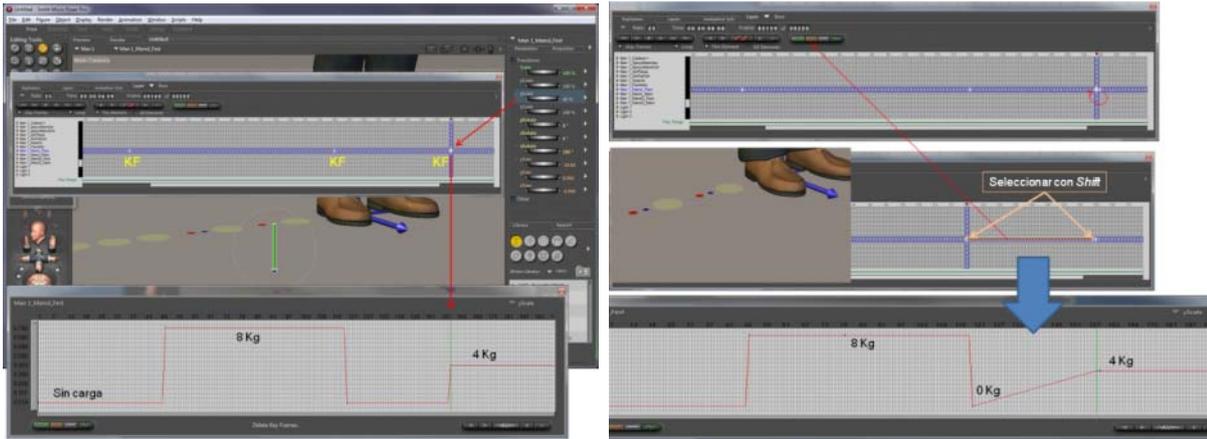


Fig. 7.20. Visualización de vectores fuerza por medio de Key-Frame (KF). Fuerzas variables.

Anotar que el sistema interpolará las magnitudes y orientación de los vectores entre dos “key-frames” consecutivos y en consecuencia será necesario comprobar que las magnitudes y orientación resultante en cada *frame* es la correcta. Al respecto, hay que tener en cuenta que el cálculo de esfuerzos en las articulaciones se realiza en cada uno de los *frames* (desde el *frame* 1 hasta el final), y el sistema tomará los datos de los vectores fuerza y momento aplicados en las manos (su magnitud, orientación y sentido) en cada uno de dichos *frames*, y lógicamente esos datos serán importantes sobre los resultados del proceso de cálculo.

Finalmente y en relación a las acciones ejercidas por las manos, es posible indicar el tipo de agarre que realiza una mano cuando manipula un objeto. En la figura (Fig. 7.21) se incluye los distintos tipos que se pueden considerar y la parametrización asociada. El tipo de agarre es uno de los factores de riesgo asociados a la valoración del riesgo en muñecas.

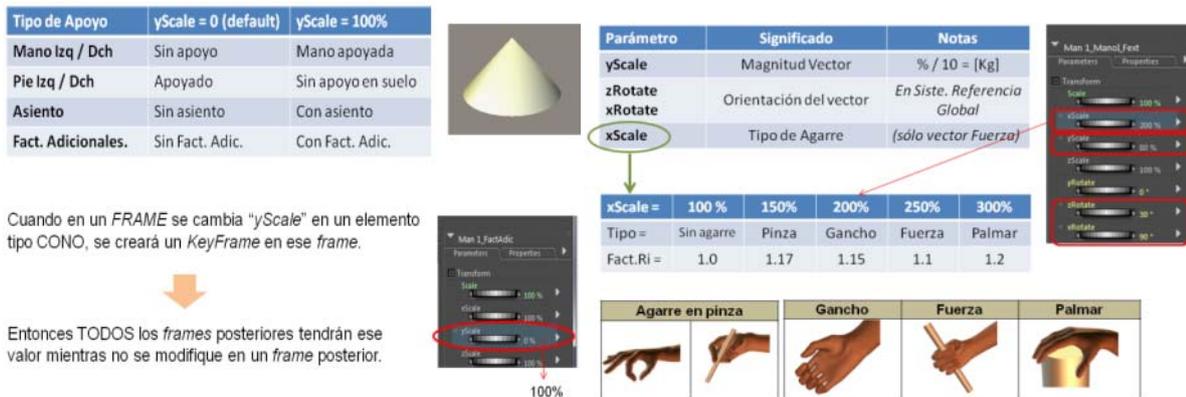


Fig. 7.21. Introducción de tipo de agarre en las manos.

7.9.2 TIPOS DE APOYOS.

Una de las cuestiones relevantes de cara al proceso de cálculo de esfuerzos en las articulaciones es estimar en cada instante las fuerzas de reacción en los puntos de apoyo de las extremidades del trabajador.

En situación de bipedestación tendremos reacciones en cada uno de los pies que podrán ser diferentes en cada uno de ellos, función de la posición del centro de gravedad del cuerpo en cada instante, en particular de la ubicación de su proyección en el suelo respecto a la posición de los pies. Esto se cumple en posiciones estáticas o cuasi-estáticas, porque en situaciones dinámicas también influyen las fuerzas y momentos de inercia derivadas de aceleraciones o deceleraciones del cuerpo o de alguna parte del mismo.

Asimismo, podremos tener situaciones de un solo pie apoyado, o bien, en algún momento, podrá estar sentado o semisentado (con respaldo o sin él), o tener apoyado una mano o ambas. En las distintas situaciones cambiarán las fuerzas de reacción en pies, manos o pelvis y en consecuencia influirá también en el resultado del proceso de cálculo (Fig. 7.22, Fig. 7.23).



Fig. 7.22. Sólo el pie izq. apoyado. Apoyado en ambos pies y mano izq., y mano derecha con fuerzas externas; se puede apreciar la fuerza de reacción sobre mano izq en dirección del antebrazo.



Fig. 7.23. Postura de sentado. Postura de silla semisentado.

Para la introducción de los apoyos se contará con distintos “props”. Dichos elementos corresponden a objetos 3D del tipo de cono. Si el cono tiene “altura” (es decir, se introduce un valor superior a cero en el parámetro “yScale” desde el software de animación), se considerará que el apoyo está activo y no activo si es plano. La interpretación de “activo” o “no activo” depende del tipo de referencia (Fig. 7.24):

- NameFigure_ **sinPieDch**. Si activo (altura cono > 0), se considerará que el pie derecho NO está apoyado. Si la altura del cono es nula (plano), lógicamente significará que el pie derecho está apoyado, que será lo habitual.
- NameFigure_ **sinPieIzq**. Idem que la referencia anterior, pero aplicado al pie izquierdo.

- NameFigure_**ApoyoManoDch**. Si activo (altura cono > 0), se considerará que la mano derecha SÍ está apoyada. Si la altura del cono es nula (plano), lógicamente significará que la mano derecha NO está apoyada, que será lo habitual.
- NameFigure_**ApoyoManoIzq**. Idem que la referencia anterior pero para la mano Izquierda.
- NameFigure_**Asiento**. Si activo (altura cono > 0), se considerará que el sujeto está sentado, esto es, su pelvis estará apoyada. Si la altura del cono es nula, significará que NO está sentado, que será lo habitual.

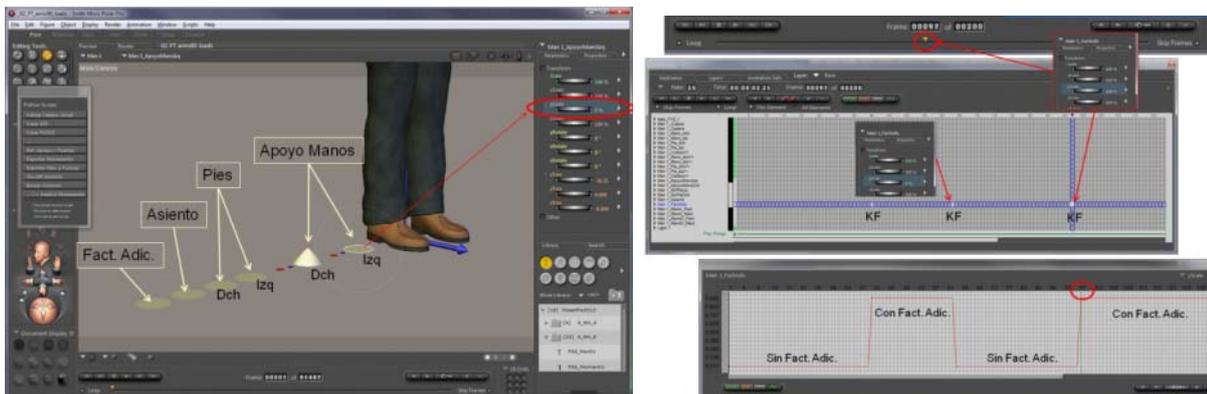


Fig. 7.24. Introducción de apoyos y factores adicionales.

Se dispone de dos parámetros ("*ApPiesAuto*" y "*ApPiesDif*"), que nos permitirá decidir si deseamos que el sistema automáticamente determine si alguno de los pies no está apoyado, según la diferencia de altura entre uno y otro. Lo habitual es tenerlos activos. Si dichos parámetros están activos el sistema, en ese caso, no tendrá en cuenta los "props" correspondientes a "_sinPieDch" o "_sinPieIzq" y no será necesario que el usuario los modifique.

7.9.3 ACTIVAR / DESACTIVAR LA VISUALIZACIÓN DE VECTORES.

Una de las salidas del proceso de cálculo es la posibilidad de generar vectores, correspondientes a las fuerzas y momentos sobre las articulaciones del modelo y aquellos que actúan sobre los C.G. de los segmentos corporales, consecuencia de las fuerzas y momentos de inercia.

La visualización de dichos vectores (fuerzas y momentos) nos permitirá observar en cada instante la magnitud, dirección y sentido de los esfuerzos a los que están sometidos cada uno de las articulaciones del trabajador y, de ese modo, tener una percepción gráfica de los posibles riesgos y cómo éstos varían función de la postura, movimiento (rápido o lento), puntos de apoyo, y lógicamente de las fuerzas y momentos que realiza con las manos, los cuales son también representados.

Respecto a la visualización gráfica es importante anotar el tipo de escala que se aplica a cada vector según la zona del cuerpo donde actúa y del tipo de fuerza, estática o de inercia. Los parámetros ("*ScaleForExt*", "*ScaleForBr*", "*ScaleForIner*"), recogidos en el punto "Parámetros Generales" permiten modificar dichas escalas.

Previo al inicio de lanzar el proceso de cálculo se podrá decidir si generar o no dichos vectores, teniendo en cuenta que su generación conllevará un tiempo de procesamiento mayor. No obstante, eligiendo una interpolación de "5" (generar vectores cada 5 frames) los tiempos de proceso se reducirán de forma notable, sin una pérdida significativa de información.

7.9.4 OPCIONES DEL PROCESO DE CÁLCULO DE ESFUERZOS”.

Cuando se ejecuta el proceso denominado “**Exportar Movimiento y Fuerzas**” desde el módulo de “Análisis de Movimiento” tendremos la posibilidad de elegir distintas opciones:

- **¿Nivel de Actividad Regular del Trabajador?** Puede variar desde una situación de inactividad (valor 0) a muy activa (valor 3). Este nivel afectará a los valores máximos de esfuerzos soportados en las articulaciones. Por defecto es 1, que no alterará los valores normales.
- **¿Exportar todos los Frames?** En caso afirmativo se exportará TODOS los *frames* existentes en el proyecto en curso, esto es, toda la animación. En caso negativo, posteriormente podremos elegir el rango de *frames* a exportar.
- **¿Nombre a añadir a la carpeta?** En la carpeta del proyecto se creará una subcarpeta donde se guardarán los ficheros resultantes del proceso de cálculo. El sistema aquí nos permite añadir un texto corto al nombre predefinido de la citada subcarpeta:
- **Interpolación para la generación de vectores.** Se podrá optar por los valores del 1 al 5. Se sugiere el valor de 5 (*generar vectores cada 5 frames*), se reduce el tiempo de procesamiento y la visualización resultante posterior es suficiente y en general completa a efectos de análisis y evaluación de los resultados. Si no deseamos generar los vectores, introducimos el valor (-1). Se tomará el valor actual, si introducimos un número diferente a los indicados.
- Si se ha optado por exportar sólo un rango de *frames*, el sistema preguntará: **Frame inicial y Final.**
- **¿Tiempo de ciclo?** El valor aquí introducido será importante a efectos del cálculo de riesgo por minuto resultante en las articulaciones. Esto es, el riesgo total resultante del cálculo correspondiente a los *frames* procesados, se divide por ese valor y se multiplica por 60 para obtener el valor del riesgo por minuto (ver punto “Fundamentos del Método):

$$\text{RiesgoTotal x min} = \text{Riesto Total} \times (60 \text{ seg} / \text{TiempoCiclo})$$

Por defecto, se tomará el tiempo correspondiente al intervalo de *frames* exportados, desde el *frame* inicial al final. Si ese tiempo no coincide con el “tiempo de ciclo concedido”, que normalmente incluye ciertos coeficientes de descanso, conviene introducir este último al coincidir mejor con el ritmo habitual de trabajo a lo largo de la jornada. Durante una captura puntual es frecuente que el tiempo de ciclo resulte inferior al “concedido”, y si tomáramos ese valor obtendríamos un riesgo superior al real, al no incluir los coeficientes de descanso previstos.

7.9.5 REPRESENTACIÓN GRÁFICA DE FUERZAS Y RIESGOS.

A continuación se incluye los distintos modos de visualización que podemos seleccionar a la hora de observar, sobre el modelo biomecánico del trabajador, el impacto de la aplicación del método de evaluación de riesgos de tareas repetitivas.

La información gráfica que se muestra corresponde a los datos numéricos recogidos en los ficheros de salida ya descritos, traducidos en vectores de fuerza y momentos aplicados tanto en las articulaciones del modelo, como en los centros de gravedad de los segmentos corporales, esto último para el caso de las fuerzas y momentos de inercia (Fig. 7.25 a).

Asimismo, el valor número del riesgo resultante obtenido en cada articulación se representa con una esfera cuyo diámetro es proporcional a dicha magnitud numérica, denominada **esferas de riesgo**. Permite observar gráficamente, la variación del riesgo en cada articulación (que puede aumentar o disminuir a lo largo de la simulación), ya que corresponde al riesgo en cada instante pero valorado en unidades de riesgo/min (Fig. 7.25 b).

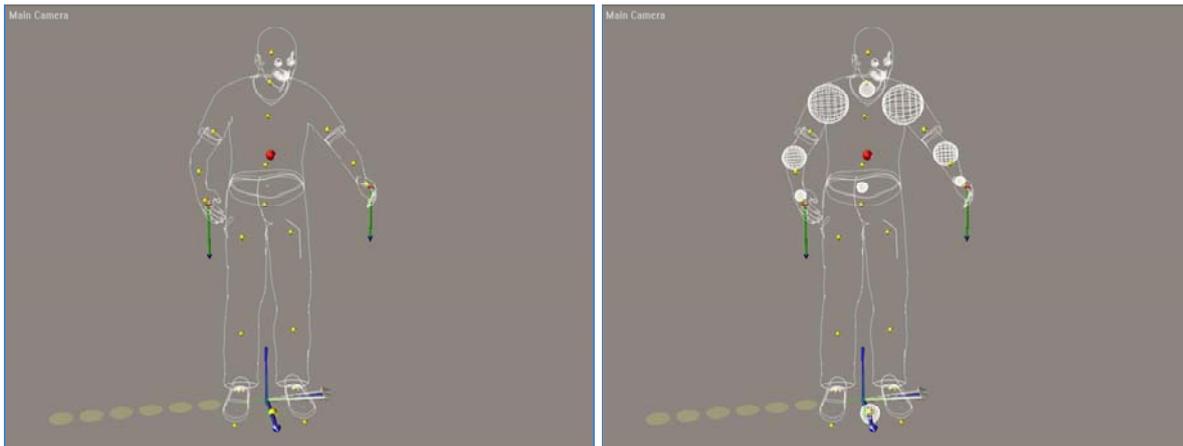


Fig. 7.25. C.G. de los segmentos corporales donde se aplican las fuerzas de inercia. Visualización de las esferas de riesgo en las articulaciones de la EESS.

Anotar que el riesgo ponderado de todas las articulaciones de la EESS medido en [ValorRiesgo/min], se representa también con una esfera de diámetro proporcional al valor de riesgo en cada instante y su centro se ubica en la proyección del C.G. del cuerpo sobre el suelo. De esa forma se moverá con el trabajador y normalmente se situará entre los pies del modelo (Fig. 7.25 b).



Fig. 7.26. Visualización sólo de los vectores de fuerza y momentos. Visualización de todos los elementos (C.G. Esferas Riesgos y Vectores Fuerza).

Respecto a la visualización incluida en la Fig. 7.26, indicar que tendremos vectores de distintos tipos:

- **Fuerzas y momentos externos** aplicados sobre las manos.
- **De reacción** provocadas sobre el modelo en los puntos de apoyo. En general son fuerzas de reacción en los pies, o bien sobre la pelvis (si está sentado) o sobre las manos si alguna de ellas está apoyada.
- **Fuerzas y momentos de inercia** en los C.G. de cada uno de los segmentos corporales provocados por las aceleraciones lineales y angulares en los mismos.
- **Fuerzas y momentos** resultantes en las articulaciones derivadas del equilibrio de fuerzas en cada instante, considerando las fuerzas anteriores.

A la hora de interpretar adecuadamente las magnitudes de los vectores (flechas con sólo una punta) y momentos (flechas terminadas en dos puntas), es importante recordar los valores introducidos en los siguientes parámetros generales de la aplicación:

- ScaleForExt = 10.0 # Escala utilizada en la representación de las magnitudes de los vectores de fuerzas y momentos externos aplicados SOBRE las manos.
- ScaleForBr = 2.0 # Escala utilizada en la representación de las magnitudes resultantes de los vectores (fuerzas y momentos) sobre las articulaciones correspondientes a la extremidades superiores (muñecas, codos, hombro y cuello).
- ScaleForIner = 10.0 # Escala utilizada en la representación de las magnitudes de los vectores de fuerzas y momentos de inercia resultante sobre los C.G de los distintos segmentos corporales.

En las siguientes figuras se recogen distintas posturas, donde se pueden visualizar los diferentes elementos citados: centros de gravedad de los segmentos corporales, fuerzas externas ejercidas sobre las manos, fuerzas de reacción en los puntos de apoyo, fuerzas y momentos resultante en las articulaciones y finalmente, las esferas de riesgo cuyo centro se sitúa en los puntos de giro de las articulaciones y su diámetro es proporcional a la magnitud del riesgo en cada articulación y ese instante.

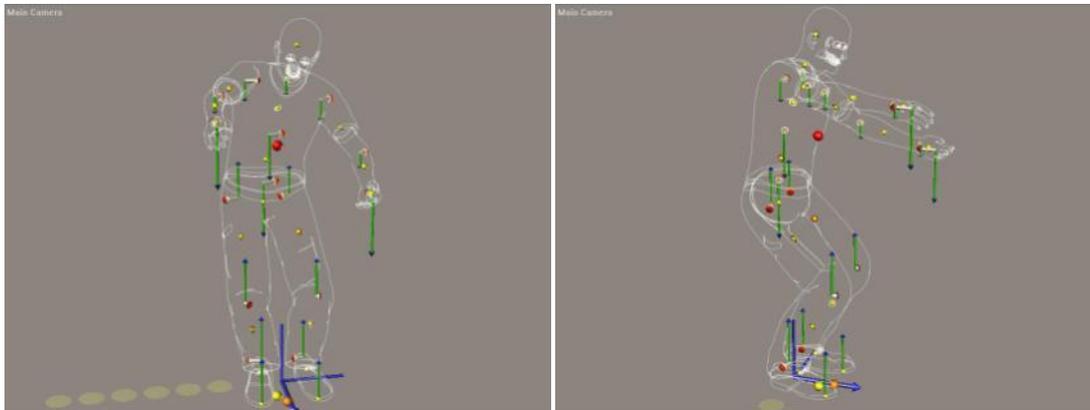


Fig. 7.27. Postura visualizada desde dos puntos de vista. En las manos se han aplicado cargas verticales y pares de fuerza. Se puede observar las fuerzas de reacción en pies.



Fig. 7.28. Movimientos muy rápidos. Se pueden apreciar las fuerzas de inercia sobre C.G. de los segmentos corporales.

7.9.6 PARAMETRIZACIÓN DEL SISTEMA.

A continuación se incluye el conjunto de parámetros que sustentan el método de cálculo de esfuerzos en las articulaciones, base del método FORCES de evaluación para tareas repetitivas.

7.9.7 PARAMETROS GENERALES.

- Masalner = 1 Si considera o no las fuerzas de inercia de la masa que se manipula. En caso negativo (valor 0) sólo se considerará la componente en el eje vertical y en sentido de la gravedad. Afectará al cálculo del centro de gravedad (C.G.) del cuerpo.
- IntMed_seg = 0.5 [seg]. Intervalo para calcular los valores medios. (0.5 seg. x 25fps = 12 *frames*). Afectará al cálculo de las velocidades y aceleraciones lineales y angulares con el fin de obtener valores más “suavizados” y evitar picos ficticios en la evaluación de las fuerzas y momentos de inercia, los cuales son muy sensibles a cambios bruscos en las aceleraciones de los C.G. o de las velocidades y aceleraciones angulares de los segmentos corporales.
- IntMax_seg = 1.0 [seg]. Intervalo para calcular MAX o MIN locales. (1 seg. x 25 fps = 25 *frames*). Este parámetro es CLAVE para calcular el número de cambios de rotación en las articulaciones y para cada uno de sus ángulos de giro. Ejemplo: 1seg. de captura a 25 fps le corresponde 25 *frames*, en consecuencia, se considerará un MAX o MIN local si detectamos un valor de un ángulo en un *frame* que es mayor (o menor) a los valores de los 12 *frames* anteriores y posteriores.
- Static_seg = 4.0 [seg]. Intervalo en segundos para considerar una postura estática. Cuando el sistema no registra cambios de giro de un ángulo en una articulación, durante un tiempo superior a este valor, se considera que esa articulación ha estado inmóvil en exceso y se contabilizará como riesgo derivado de postura estática en la tabla de riesgos. Se le aplicará los mismos factores de riesgos como si se tratara de un cambio de rotación, salvo en lo relativo al “arco recorrido” y la “velocidad angular” que serán cero y sus riesgos asociados 1.0. La tabla de riesgos se podrá consultar en el fichero “MH_riesgos”. Aquellos riesgos con (Vel.Ang.=0) identificará los riesgos derivados de postura estática.
- VAmin = 10 [gr/seg]. Velocidad Angular mínima entre los *frames* extremos del intervalo (indicado en el parámetro IntMax_seg) y el punto medio para considerar un MAX o MIN local. Este parámetro permitirá determinar que un Max o Min local se considerará como tal si, la pendiente de la gráfica en ese intervalo es suficientemente pronunciada (diferencia de ángulos entre el pto medio y el extremo, dividido por el tiempo entre ambos puntos). Bastará que uno de los extremos, dcha o izq del punto, tenga esa pendiente para considerar que es un máximo/mínimo local (instante de riesgo).
- ApPiesAuto = 1 Si se estimará, o no, de forma automática que alguno de los pies no esté apoyado en el suelo. (1 = si, 0 = no). En caso negativo, por defecto, se considerará que ambos pies siempre están apoyados en el suelo, aunque estén situados a distinto nivel; se deberá utilizar un “prop” (referencia) específico asociado a cada pie, si deseamos indicar que un pie está apoyado o no, durante un número concreto de *frames*.
- ApPiesDif = 1.7 [cm]. Caso de "ApPiesAuto", diferencia de altura de posición entre los pies (altura de los extremos) para considerarse 1 pie no apoyado.

- ScaleForExt = 10.0 Escala utilizada en la representación de las magnitudes de los vectores de fuerzas y momentos externos aplicados SOBRE las manos. IMPORTANTE: hay que considerar que el % introducido en "ScaleY" en los vectores de fuerzas y momentos externos en manos, se dividirá por este valor. Es decir, si indicamos 60% en la escala del vector fuerza de una mano, implicará una magnitud de 6 kg de fuerza sobre dicha mano.
- ScaleForBr = 2.0 Escala utilizada en la representación de las magnitudes resultantes de los vectores (fuerzas y momentos) sobre las articulaciones correspondientes a la extremidades superiores (muñecas, codos, hombro y cuello). Sólo tiene un propósito visual, para destacar los vectores en esas extremidades, frente al resto del cuerpo que normalmente son de una magnitud bastante superior, especialmente en las piernas.
- ScaleForIner = 10.0 Escala utilizada en la representación de las magnitudes de los vectores de fuerzas y momentos de inercia resultante sobre los C.G de los distintos segmentos corporales. Dichas fuerzas y momentos de inercia son consecuencia de las aceleraciones lineales y angulares de esos segmentos durante el movimiento. Si un segmento permanece inmóvil durante un tiempo, o bien a una velocidad lineal y angular constante (no hay aceleración lineal/angular), las fuerzas de inercia son nulas durante ese tiempo.
- Mujer_CoefRed = 0.60. Afectará a los valores máximos de Fuerza Axial y de Corte, y a los Momentos de Torsión y Flexión en cada articulación. En el caso de una mujer dichos valores máximos, incluidos en el fichero de parámetros, serán multiplicados por ese coeficiente reductor (295).
- NivelAct_Coef = [[0, 0.9],[1, 1.0],[2, 1.1],[3, 1.2]]
- Tipo de actividad que realiza regularmente el trabajador [0-3], y el coeficiente multiplicador que le corresponde en cada caso. Se aplicará para el cálculo de las fuerzas máximas de referencia.
- (0 = Inactivo, 1 = Inactivo Moderado, 2 = Activo Moderado, 3 = Activo)

En tabla siguiente (Tabla 7.12)se definen los criterios para determinar el tipo de actividad (296, 297).

Inactive	Sedentary job and no physical exercise or cycling
Moderately inactive	Sedentary job and some but < 1 hour physical exercise and / or cycling per week OR Standing job and no physical exercise or cycling
Moderately active	Sedentary job and 1-2.9 hours physical exercise and / or cycling per week OR Standing job and some but < 1 hour physical exercise and / or cycling per week OR Physical job and no physical exercise or cycling
Active	Sedentary job and ≥ 3 hours physical exercise and / or cycling per week OR Standing job and 1-2.9 hours physical exercise and / or cycling per week OR Physical job and some but < 1 hour physical exercise and / or cycling per week OR Heavy manual job

Tabla 7.12. Actividad física según PAI (Physical Activity Index)

A continuación se indican los parámetros que determinan la **valoración del riesgo** resultante en el método FORCES:

NivelRiesgoInt = [10, 15, 25, 45]

Intervalo de Niveles de Riesgo medidos en % del Riesgo Máximo.

Aplicable tanto para la valoración en un instante de riesgo como para el total de riesgo por min en una articulación.

NivelRiesgoVal = [0, 1, 2, 3, 4]

Nivel de riesgo, de 0 a 4, según los valores del parámetro anterior (NivelRiesgoInt). Esto es:

0 (si <10), 1 (si 10-15), 2 (si 15-25), 3 (si 25-45), 4 (si > 45)

NivelRiesgoDes = ['Sin riesgo', 'Riesgo Bajo', 'Riesgo Medio', 'Riesgo Alto', 'Riesgo muy Alto'].

Descripción de cada nivel de riesgo, de 0 a 4.

Los siguientes se refieren al **número máximo de cambios de rotación por minuto** que se recomienda no superar en cada tipo de articulación. Cuando hablamos de cambios también incluimos los debidos a postura estática sostenida o ausencia de cambios, los cuales también suponen riesgo.

lumbar_CambiosXmin_max = 15 x 3

cervical_CambiosXmin_max = 25 x 3

hombro_CambiosXmin_max = 40 x 3

codo_CambiosXmin_max = 50 x 2

carpo_CambiosXmin_max = 40 x 2

7.9.8 ANTROPOMETRIA.

El punto relativo a la antropometría constituye un aspecto importante a efectos de la valoración del riesgo, ya que los esfuerzos en las articulaciones dependerán de las dimensiones de los distintos segmentos corporales del modelo humano considerado.

En el sistema se ha incluido un conjunto de funciones para retallar el modelo biomecánico según las dimensiones corporales del trabajador, según su altura y otras dimensiones como la altura del codo o de nudillos con el brazo extendido hacia abajo.

Podremos trabajar con la talla del sujeto capturado o bien utilizar modelos humanos de hombre o mujer correspondientes a las dimensiones corporales de percentiles europeos (P05, P50 y P95) recogidas en la normativa **UNE-EN 547-3. 2008 (298)**. Esto último ha requerido incorporar en la aplicación un conjunto de parámetros para ajustar los modelos humanos a las dimensiones corporales de dicha normativa. Al tratarse de un número considerable de parámetros no se incluyen en este documento por razones de simplicidad.

7.9.9 PESOS DEL CUERPO Y DE LOS SEGMENTOS CORPORALES.

En este punto podemos citar los siguientes parámetros (299-301):

Población Española. INSHT (27, 30).

HOMBRE (Man):

MP05_Kg = 58.46; MP50_Kg = 75.00; MP95_Kg = 95.77

MUJER (Woman):

WP05_Kg = 48.07; WP50_Kg = 59.00; WP95_Kg = 77.00

Poblacion UE. (Estimado por interpolación del INSHT)

MP05_Kg = 50.84; MP50_Kg = 78.50; MP95_Kg = 106.13

WP05_Kg = 51.90; WP50_Kg = 80.00; WP95_Kg = 107.68

%Peso por partes del cuerpo (en % del peso total) (300).

M_Hip_Kg = 12.42 ; M_Abdomen_Kg = 13.60 ; M_Chest_Kg = 23.08 ;

M_Neck_Kg = 2.24 ; M_Head_Kg = 6.15

M_Shoulder_Kg = 2.77 ; M_Forearm_Kg = 1.73 ; M_Hand_Kg = 0.65

M_Thigh_Kg = 10.49 ; M_Shin_Kg = 4.28 ; M_Foot_Kg = 1.28

W_Hip_Kg = 16.72 ; W_Abdomen_Kg = 11.02 ; W_Chest_Kg = 15.53;

W_Neck_Kg = 2.43 ; W_Head_Kg = 6.70

W_Shoulder_Kg = 2.85 ; W_Forearm_Kg = 1.71 ; W_Hand_Kg = 0.69

W_Thigh_Kg = 12.57 ; W_Shin_Kg = 4.53 ; W_Foot_Kg = 1.44

7.9.10 POSICIÓN DE LOS C.G. Y TENSORES DE INERCIA.

Los siguientes parámetros relativos a posiciones de los centros de gravedad y tensores de inercia de los distintos segmentos corporales del cuerpo, diferentes para el hombre y la mujer, son fundamentales a la hora del cálculo de las fuerzas y momentos de inercia, caso de existir aceleraciones lineales o angulares durante el movimiento, lo cual es frecuente que ocurra en tareas repetitivas. (299, 300).

Posición de los Centros de Gravedad.

(En % de la longitud del hueso y respecto a su origen o hueso padre)

(Datos obtenidos de CLAUSER en estudios sobre cadáveres) (299)

M_CG_Hip = 50.0 ; M_CG_Abdomen = 50.0 ; M_CG_Chest = 50.0 ;

M_CG_Neck = 50.0 ; M_CG_Head = 46.6

M_CG_Shoulder = 51.3 ; M_CG_Forearm = 39.0 ; M_CG_Hand = 48.0

M_CG_Thigh = 37.2 ; M_CG_Shin = 44.0; M_CG_Foot = 44.9

W_CG_Hip = 20.0 ; W_CG_Abdomen = 50.0 ; W_CG_Chest = 50.0 ;

W_CG_Neck = 50.0 ; W_CG_Head = 46.6

W_CG_Shoulder = 51.3 ; W_CG_Forearm = 39.0 ; W_CG_Hand = 48.0

W_CG_Thigh = 37.2 ; W_CG_Shin = 44.0 ; W_CG_Foot = 44.9

(Nota: los valores del "hip" (pelvis) y "shin" (pierna) han sido estimados).

Tensores de Inercia

- Realmente son matrices diagonales (3 x 3). Aquí sólo se incluye los valores de la diagonal.
- El 1º elemento corresponde al momento de inercia (MI) respecto al eje “X”, el 2º respecto al eje “Y” y el 3º respecto al eje “Z”.
- Los ejes “XYZ” corresponden al sistema de coordenadas globales (Fig. 7.29):
 - Eje X, apuntando lado izquierdo del modelo.
 - Eje Y, apuntando hacia arriba. Vertical al suelo.
 - Eje Z, apuntando hacia donde mira el modelo en reposo.
- Los brazos se consideran extendidos y en cruz (paralelos al suelo), que corresponde a la situación neutra del modelo. Luego el eje “X” (1º elemento del tensor) del brazo corresponderá a su eje longitudinal (Fig. 7.29).

# (MAN):	# [Kg m2]	
MP95_Hip_TI	= [0.122, 0.199, 0.19];	MP95_Abdomen_TI = [0.122, 0.199, 0.199]
MP95_Chest_TI	= [0.098, 0.142, 0.142];	
MP95_Neck_TI	= [0.020, 0.004, 0.020];	MP95_Head_TI = [0.051, 0.026, 0.051]
MP95_Shoulder_TI	= [0.004, 0.036, 0.036];	MP95_Forearm_TI = [0.001, 0.027, 0.027];
MP95_Hand_TI	= [0.001, 0.001, 0.005]	
MP95_Thigh_TI	= [0.130, 0.032, 0.130];	MP95_Shin_TI = [0.011, 0.001, 0.011];
MP95_Foot_TI	= [0.009, 0.009, 0.001]	

(No se incluyen el resto por razones de simplicidad).

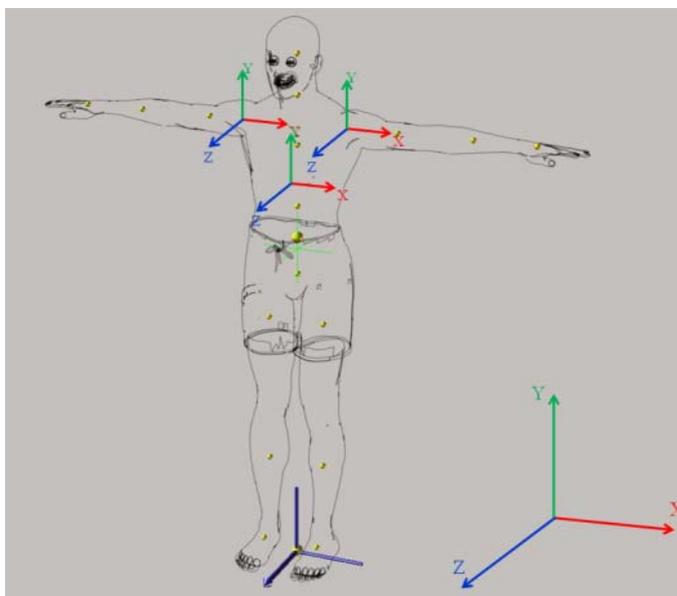


Fig. 7.29. Sistema de referencia del cuerpo. Posición de los centros de gravedad de cada segmento.

7.10 FACTORES DE RIESGO.

Como ya se ha mencionado, la evaluación de riesgos de movimientos repetitivos del método FORCES, se basa en calcular para cada articulación, los **instantes de riesgo** (o *frames*) donde se produce un cambio de sentido de la rotación en alguno de sus ángulos de giro.

En cada cambio de sentido de rotación o giro en una articulación, se determinan ciertos **parámetros** (*ángulos, velocidades angulares antes o después del cambio, o esfuerzos provocados por la postura, movimiento y/o cargas que manipula, entre otros*), y se asocia un factor de riesgo a cada parámetro según el valor del parámetro en ese *frame* y de acuerdo a unas **tablas de factores de riesgo** predefinidas. En las siguientes secciones se recoge los distintos factores de riesgo que se consideran, los parámetros o coeficientes utilizados y el método de cálculo que se aplica en cada caso.

7.10.1 FACTOR DE RIESGO ASOCIADO A LA MAGNITUD DEL ÁNGULO.

Factor de riesgo aplicado a la magnitud del ángulo de la articulación (flexión, rotación, o lateralización, según el caso) en el instante (*frame*) donde se produce un cambio en el sentido de giro (máx/min local). Variará según la articulación estudiada.

Estos parámetros se introducen en formato de línea de puntos, siendo modificable el número de puntos para representar la gráfica con la precisión necesaria. Los valores intermedios entre los puntos definidos son calculados posteriormente por interpolación. En las siguientes figuras se incluye las citadas gráficas y acompañadas de una representación tridimensional de los ángulos considerados en cada segmento corporal (293, 294) (Fig. 7.30 y siguientes).

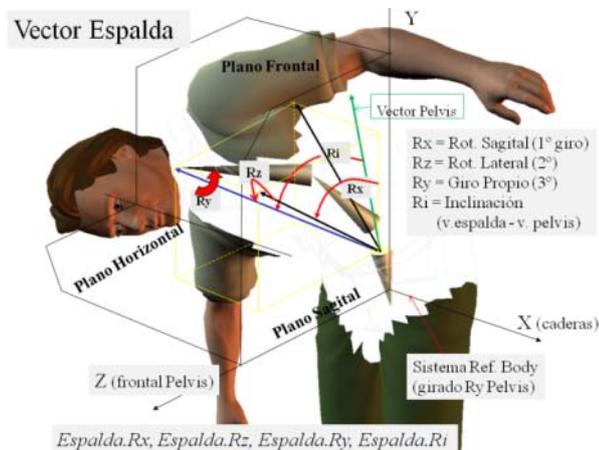
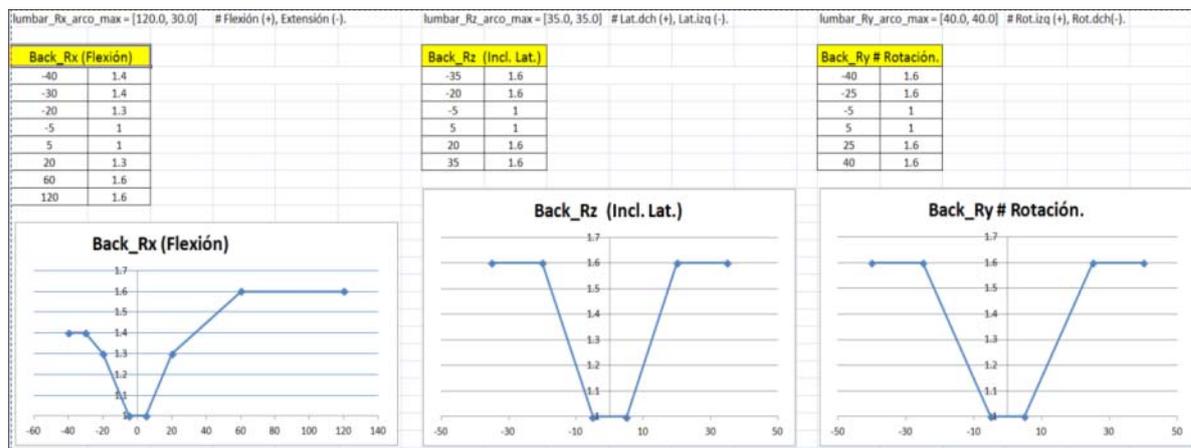


Fig. 7.30. Factores de riesgo asociado a la magnitud de los ángulos de la columna. Visualización 3D.

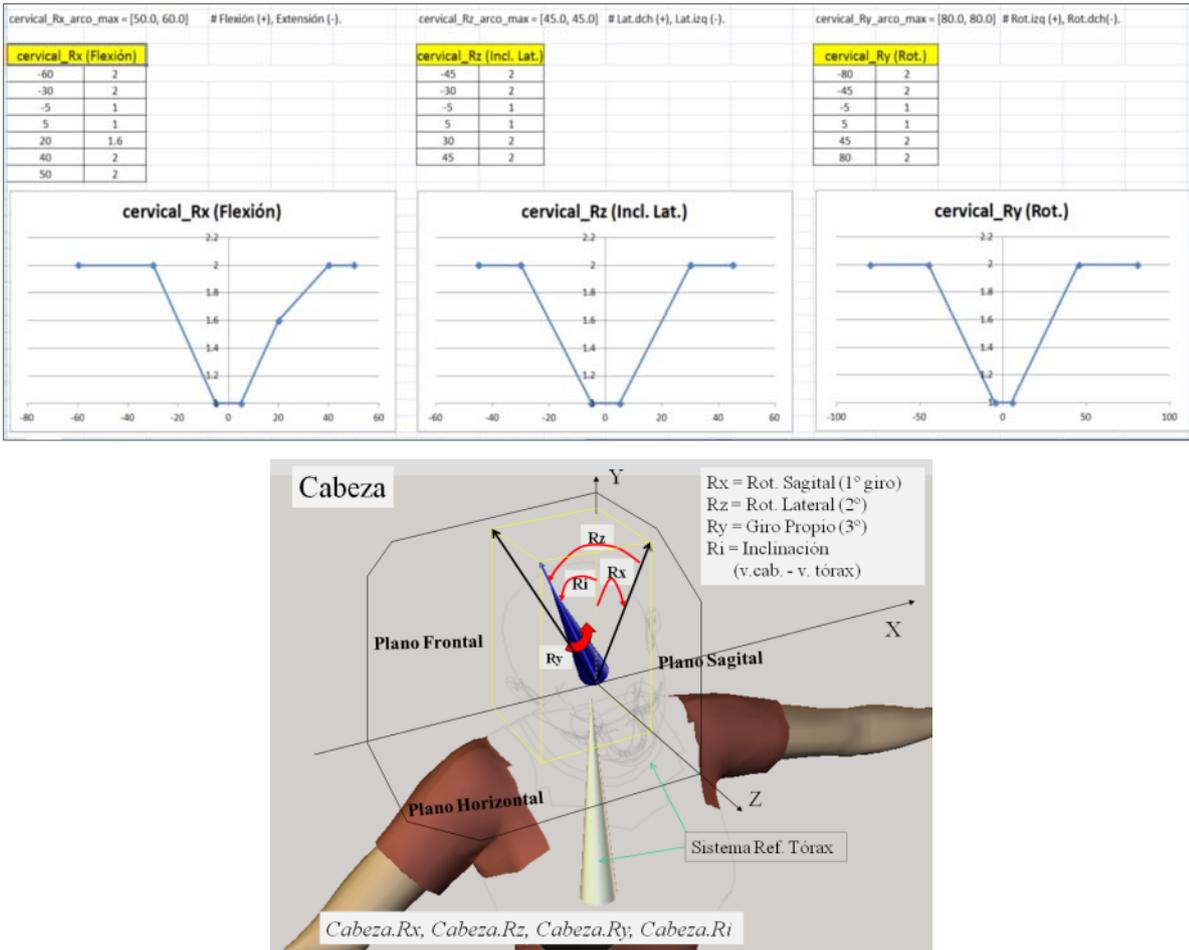


Fig. 7.31. Factores de riesgo asociados a la magnitud de los ángulos en cervical. Visualización 3D.

En relación a la articulación del hombro es sin duda la más compleja. Para su valoración del riesgo se ha optado por definir una tabla con dos entradas, de tal forma que se obtiene un riesgo combinado de dos ángulos; por un lado, el ángulo de elevación desde el brazo en posición de reposo y, por otro, el ángulo que denominamos “delante-atrás”, que representa la separación del brazo hacia delante o hacia atrás del plano frontal (plano que divide el cuerpo en anterior y posterior), ver figuras (Fig. 7.32 y Fig. 7.33). Después de estudiar distintas posibilidades, dichos ángulos son lo que han dado resultados de valoración más razonables y además son fáciles e intuitivos de interpretar.

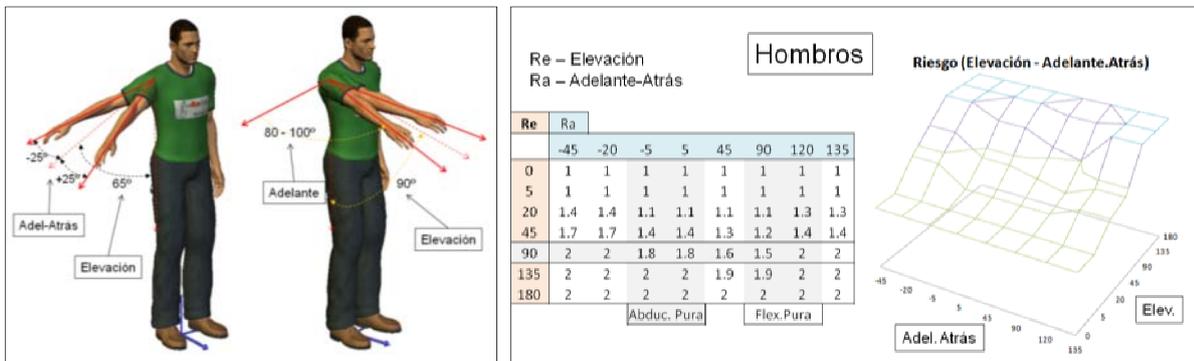


Fig. 7.32. Factor de riesgo del hombro función de los ángulos de “elevación” y “adelante-atrás”.

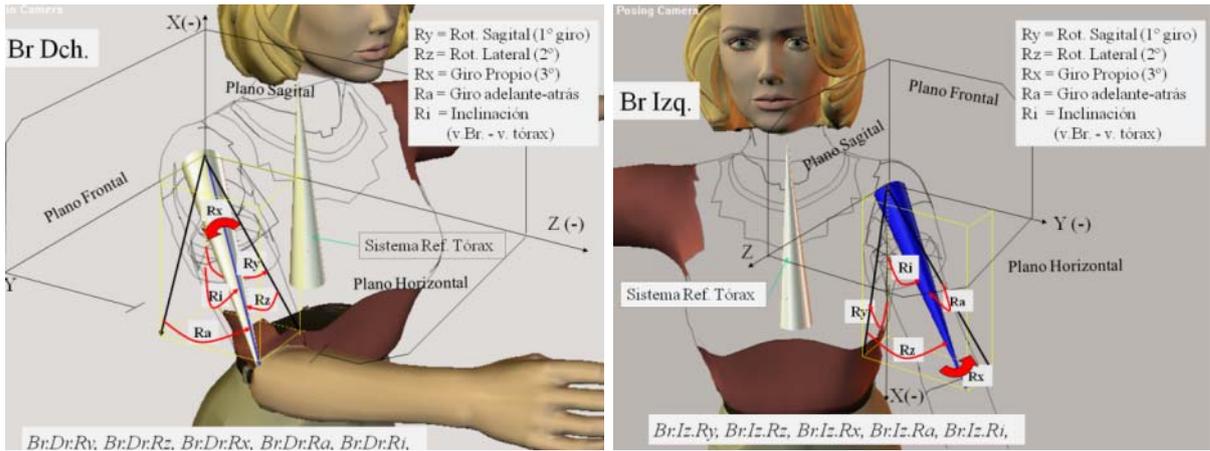


Fig. 7.33. Visualización 3D de los ángulos del hombro.

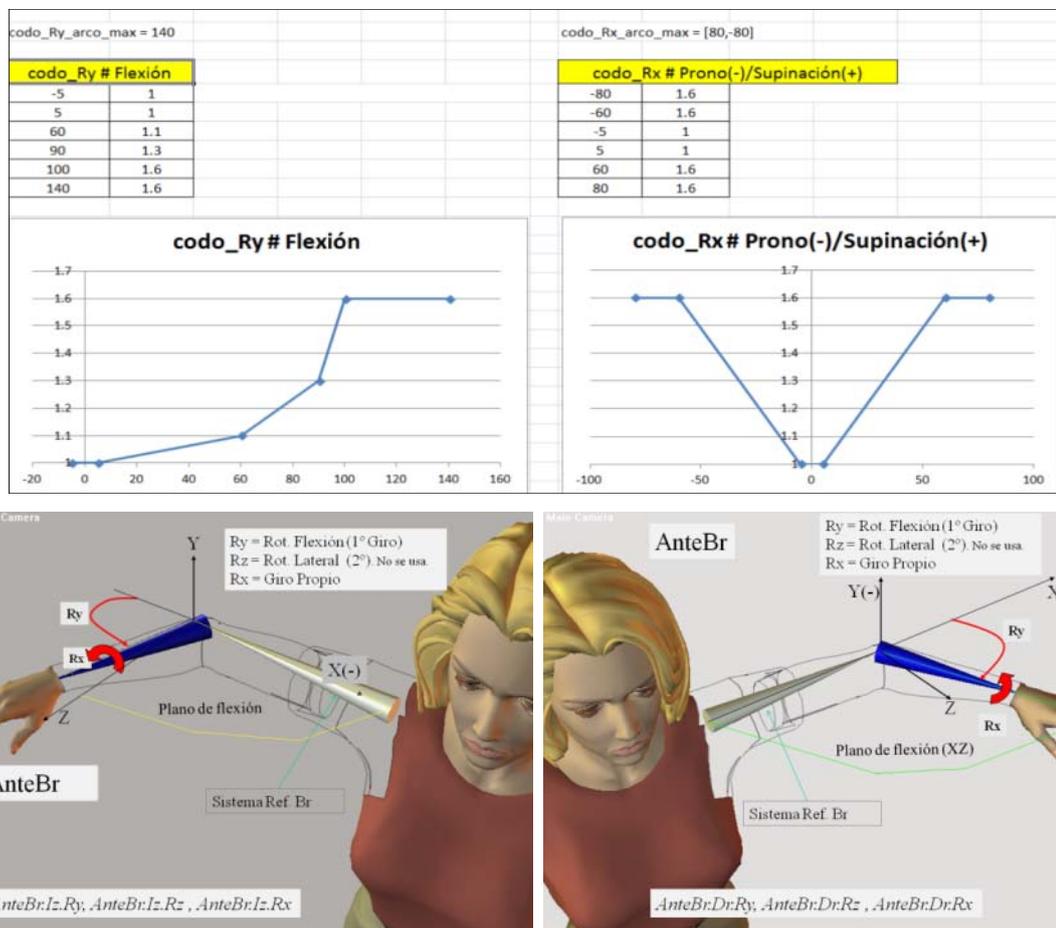


Fig. 7.34. Factores de riesgo asociado a la magnitud de los ángulos del codo. Visualización 3D.

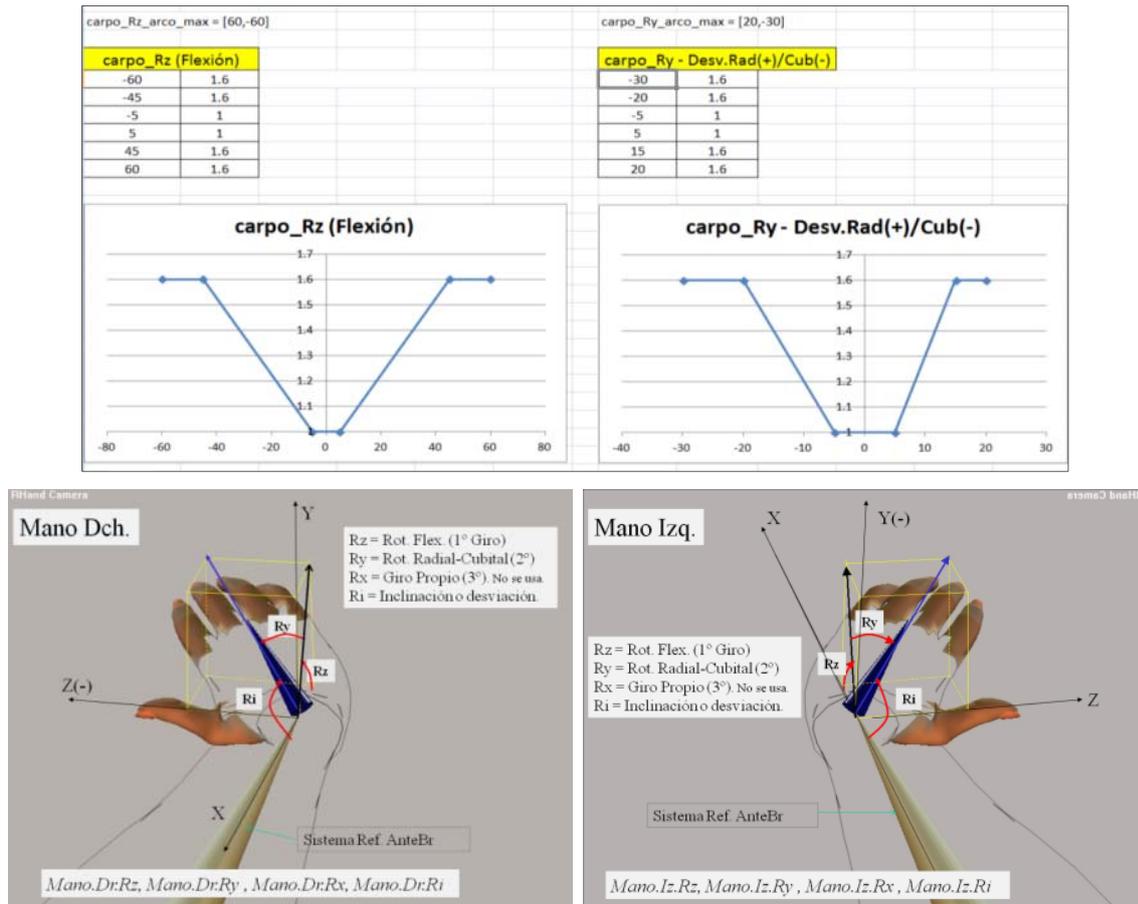


Fig. 7.35. Factores de riesgo asociados a los ángulos del carpo (mano). Visualización 3D.

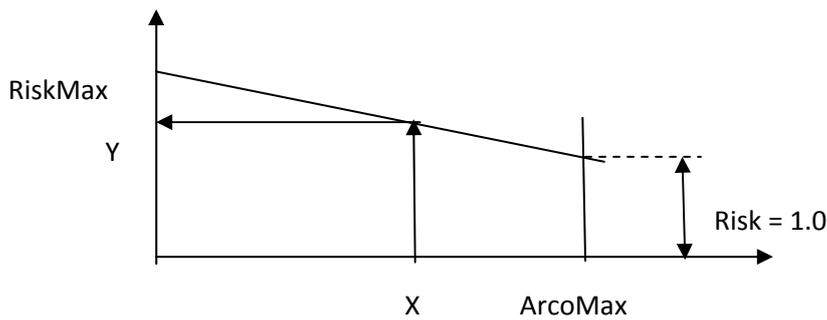
7.10.2 FACTOR DE RIESGO ASOCIADO AL ARCO DE GIRO RECORRIDO.

Se entiende como “arco de giro recorrido” el ángulo descrito por la articulación (en el plano que corresponda, sagital, frontal o giro propio) desde el último cambio de sentido de giro. Se tomará el valor absoluto de la diferencia entre ambos ángulos, considerados con su signo (293, 294).

Se considera que el riesgo disminuye si los arcos recorridos entre dos cambios de sentido de giro son amplios. Esto es, si los arcos recorridos son grandes, el riesgo es menor que si los arcos son pequeños, ya que la articulación tiene menos tiempo para “reclutar” adecuadamente los músculos y ligamentos implicados, es decir, tiene menos tiempo de respuesta para afrontar los cambios de sentido de giro.

Arcos amplios y recorridos a una velocidad angular normal implica menos riesgo que arcos pequeños y repetidos que, con frecuencia, implican velocidades angulares rápidas. No es frecuente arcos amplios y velocidades angulares importantes, no obstante el parámetro velocidad angular se considera separadamente a través de un factor de riesgo específico.

El riesgo correspondiente a los arcos de giro se calcula considerando una variación lineal ($Y = aX + b$) con pendiente negativa de la forma siguiente:



$$Risk = -\left(\frac{RiskMax - 1}{ArcoMax}\right) * Arco + RiskMax$$

RiskMax = 1.2 (aplicable a todos los ángulos)

Los arcos máximos serán función de la articulación y del tipo de ángulo (302-304):

lumbar_Rx_arco_max = [120.0, 30.0]	# Flexión (+), Extensión (-).
lumbar_Rz_arco_max = [35.0, 35.0]	# Lat.dch (+), Lat.izq (-).
lumbar_Ry_arco_max = [40.0, 40.0]	# Rot.izq (+), Rot.dch(-). incluida la dorsal.
cervical_Rx_arco_max = [50.0, 60.0]	# Flexión (+), Extensión (-). AMA
cervical_Rz_arco_max = [45.0, 45.0]	# Lat.dch (+), Lat.izq (-). AMA
cervical_Ry_arco_max = [80.0, 80.0]	# Rot.izq (+), Rot.dch(-). AMA
hombro_Re_arco_max = [180.0, 0.0]	# Elevacion
hombro_Ra_arco_max = [120.0, 30.0]	# Adelente (+), Atrás (-). -> Adelante-Atrás
hombro_Rp_arco_max = [90.0, 90.0]	# Rot.externa (+), Rot.interna (-)
codo_Ry_arco_max = [140.0, 0.0]	# Flexión (+), Extensión nula.
codo_Rx_arco_max = [90.0, 90.0]	# Supinación (+), Pronación (-).
carpo_Rz_arco_max = [60.0, 60.0]	# Flexión (+), Extensión (-)
carpo_Ry_arco_max = [25.0, 45.0]	# Radial (+), Cubital (-)

7.10.3 FACTOR DE RIESGO DERIVADO DE GIROS COMBINADOS.

Si se detecta un cambio de sentido de giro en un ángulo de una articulación (un máximo/mínimo local de ese ángulo) en un determinado *frame*, es muy posible que la articulación también esté girada en otros ángulos (1 o 2, según el tipo de articulación).

En ese caso se estudiará la magnitud de los otros ángulos implicados en la articulación y, para cada uno de esos ángulos, se calculará un “coeficiente” como la relación de la magnitud de ese ángulo en ese *frame* y su variación articular máxima.

Por ejemplo, observamos la flexión cervical y se detecta un cambio de giro de la flexión en un *frame* (instante de riesgo), pero la articulación cervical en ese instante también tiene los siguientes giros:

Lateralización = 10°

Rotación = 15°

Los “coeficientes” para esos ángulos serán:

Coef_Lat = 10/45 = 0.22 (45° arco máximo de la lateralización cervical).

Coef_Rot = 15/80 = 0.19 (80° arco máximo de la rotación cervical).

En este caso, aunque la magnitud del ángulo de inclinación lateral sea inferior al de rotación, su influencia en el riesgo por giros combinados será mayor porque representa un mayor porcentaje respecto a su máxima amplitud, esto es, 22% frente al 19% de la rotación.

En la tabla resultante de riesgos “Cervical-Flexión”, ver ejemplo incluido en la Tabla 7.6, previo a la columna del riesgo por giros combinados (campo nº 6), se incluye el campo nº5 con el nombre “**OtrosGiros**” donde se insertará la magnitud correspondiente al de mayor coeficiente, aunque exista dos giros combinados. En el ejemplo anterior, sería 10º, que corresponde al de inclinación lateral.

Aunque en el cálculo del riesgo por giros combinados influirán los citados coeficientes, no se tendrán en cuenta un ángulo cuyo coeficiente sea inferior a un determinado valor, especificado por el parámetro:

$$\text{GiroComb_Excluir} = 0.1 \quad (10\%)$$

Si asignamos un valor de “0.1” a esta variable, indicará que no afecta un giro cuyo coeficiente sea inferior a ese valor, esto es, al 10% de su rango articular máximo. En el ejemplo anterior no habrá riesgo por giros combinados si:

$$\text{La inclinación lateral} < 0.1 \times 45 = 4.5^\circ, \text{ y}$$

$$\text{Rotación} < 0.1 \times 80 = 8^\circ$$

Según lo expuesto la fórmula para el cálculo de riesgo por giros combinados será:

$$\text{RiskGirosComb} = 1 + \left(\frac{\text{OtroAng1}}{\text{RangoMax1}} \right) * 0.25 + \left(\frac{\text{OtroAng2}}{\text{RangoMax2}} \right) * 0.25$$

El factor 0.25, se incluye para considerar que si los otros ángulos toman el valor máximo, obtendríamos el valor 1.5 (= 1 + 1*0.25 + 1*0.25) que corresponde al riesgo máximo. El factor sería 0.5 si sólo hay un ángulo adicional.

7.10.4 FACTOR DE RIESGO DERIVADO DE LA VELOCIDAD ANGULAR.

En el punto sobre parámetros generales se citaban dos parámetros (*IntMax_seg*, *VAmin*) que son fundamentales para determinar los máximos/mínimos locales de un determinado ángulo y, en consecuencia, los *instantes de riesgo* donde se producía un cambio de sentido de giro en una articulación, aspecto que constituye la base de la evaluación de riesgos del método FORCES.

Considerando que las velocidades angulares instantáneas corresponden a las pendientes de las rectas tangentes a la curva en cada punto, es claro que, en un punto de cambio de sentido de giro (max/min local), la velocidad instantánea es nula (su recta tangente es paralela al eje de abscisas), esto es, en ese punto la articulación se detiene. Consecuentemente, podemos afirmar que la velocidad angular media calculada previamente es un buen indicativo del cambio de velocidad que ha sufrido la articulación antes de detenerse. Ese cambio de velocidad se puede interpretar físicamente como “deceleración” si corresponde al intervalo anterior y “aceleración”, si es el posterior (290, 291).

Es lógico pensar que, cuanto mayor sea esa velocidad angular media, anterior o posterior, mayor es la deceleración que debe soportar la articulación antes de detenerse o mayor la aceleración para iniciar de nuevo el movimiento y, en ambos casos, mayor será el riesgo sobre dicha articulación.

Los parámetros para determinar el riesgo derivado de la velocidad angular en cada articulación se introduce en formato de línea de puntos, siendo modificable el número de puntos para representar la gráfica con la precisión necesaria. Los valores intermedios entre los puntos definidos son

calculados posteriormente por interpolación. En las gráficas siguientes (Fig. 7.36 y Fig. 7.37) se incluye los parámetros considerados para cada articulación.

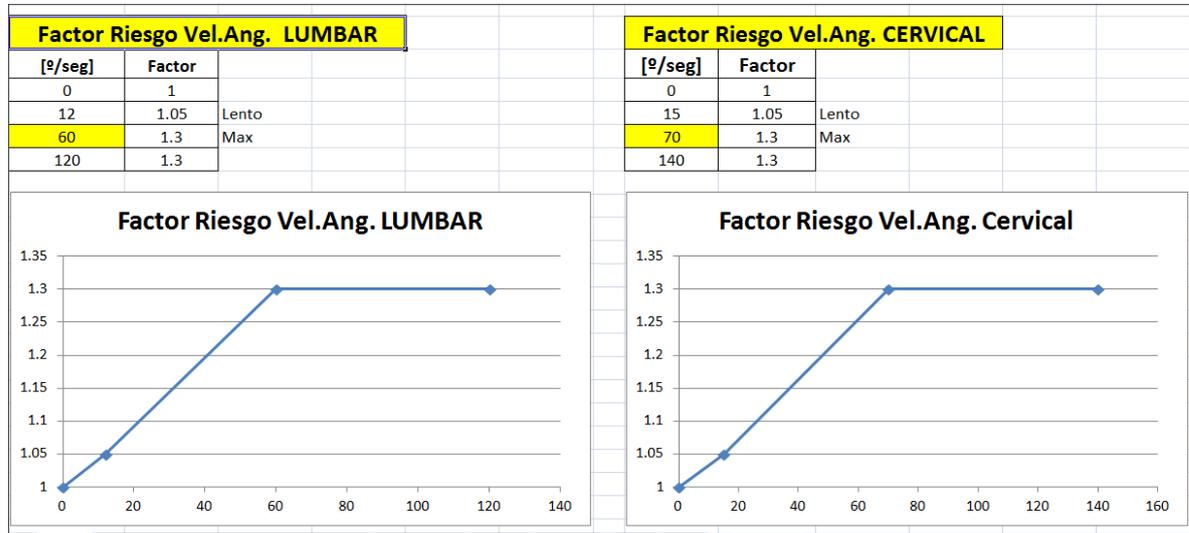


Fig. 7.36. Variación del Factor de Riesgo de la Velocidad Angular. Zona lumbar y cervical.

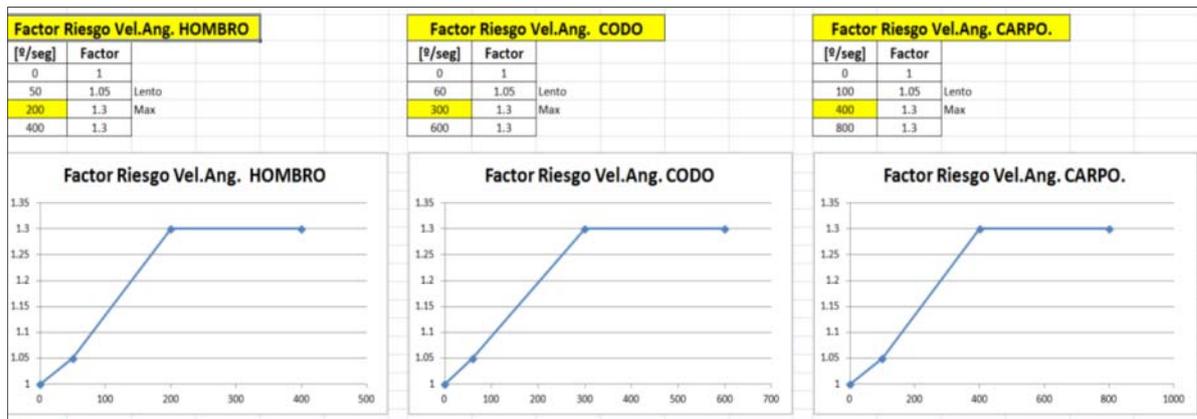


Fig. 7.37. Variación del Factor de Riesgo de la Velocidad Angular. Hombro, codo y carpo.

Estimación de las velocidades angulares máximas.

Anotar que los valores máximos considerados en cada articulación finalmente se han calculado por experimentación, al no encontrarse referencia bibliográfica al respecto en el ámbito que nos ocupa. Para ello, se ha capturado el movimiento de distintos actores de hombre y mujer realizando movimientos rápidos de esas articulaciones describiendo arcos máximos, pero no excesivamente rápidos, ya que estamos valorando movimientos en un entorno laboral de trabajo repetitivo y no de un ámbito deportivo. En cada caso, se han contabilizado los giros realizados (arcos máximos), normalmente 10 con cada articulación, y dividiendo por el tiempo invertido se obtiene una velocidad media (grados/segundo).

Se puede observar que los valores máximos (°/seg) considerados para cada articulación son razonables para un entorno laboral. Por encima de esos valores el resultado del riesgo por velocidad angular alcanzaría el valor de 1.3, es decir, incrementaría el riesgo en un 30% para el instante de riesgo considerado.

7.11 DEFINICIÓN DE LAS FUERZAS MÁXIMAS.

Uno de los aspectos destacados y característicos del método FORCES es lo relativo a la estimación del riesgo en las articulaciones, derivadas de los esfuerzos a las que están sometidas dichas articulaciones en cada uno de los instantes de riesgo detectados (305).

Esa estimación del riesgo se calcula de acuerdo a la definición de curvas paramétricas, que varían según la articulación y el tipo de fuerza considerada. Por ejemplo, para la zona lumbar y fuerza axial tendríamos la siguiente gráfica (Fig. 7.38):

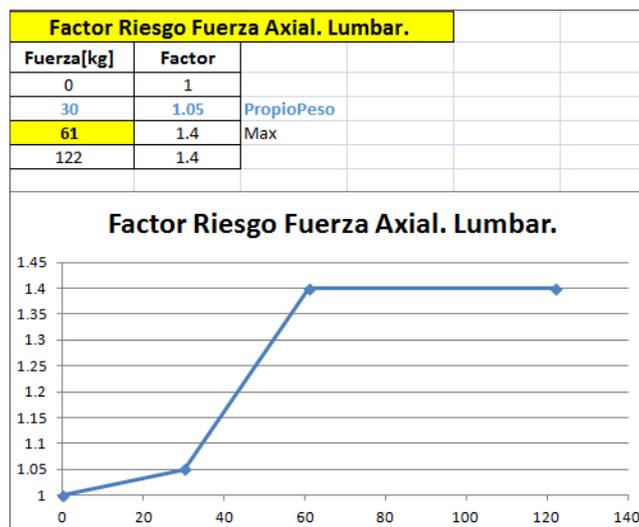


Fig. 7.38. Factor de Riesgo Fuerza Axial en zona Lumbar.

De acuerdo a esa gráfica, si en un instante de riesgo obtenemos una fuerza axial en la zona lumbar superior a 61 Kg (valor máximo considerado), le correspondería un factor de 1.4 (valor máximo), que incrementaría el riesgo lumbar en ese instante de riesgo en un 40%. Valores de fuerza axial inferiores se calcularía por interpolación. En el caso que nos ocupa, se le asigna un valor de 1.05 a la fuerza ocasionada por el peso propio del cuerpo (30 kg). Dichos valores corresponden al percentil 50; para otros percentiles se expondrá cómo se calcularía.

Se desprende de lo expuesto que, a efectos de establecer las distintas curvas paramétricas de factores de riesgo por esfuerzos, será necesario definir las fuerzas máximas que se han considerado en el método FORCES y cómo se han determinado.

Previo a exponer la metodología llevada a cabo para establecer las fuerzas máximas, definamos el sistema de referencia para el cálculo de los esfuerzos en las articulaciones y los tipos de fuerza que se han considerado.

7.11.1 SISTEMA DE REFERENCIA Y TIPOS DE FUERZAS CONSIDERADOS.

En la Fig. 7.39 se muestra el sistema de referencia considerado en el cálculo de esfuerzos en las articulaciones.

Se observa que para el cálculo de esfuerzos en una articulación se toma como referencia el sistema de referencia local al segmento padre. Así, para la mano, el sistema de referencia será el sistema local al brazo (eje X en dirección del hueso, y los otros ejes como se indican en la figura). Para el resto de articulaciones como se aprecia en la citada figura.

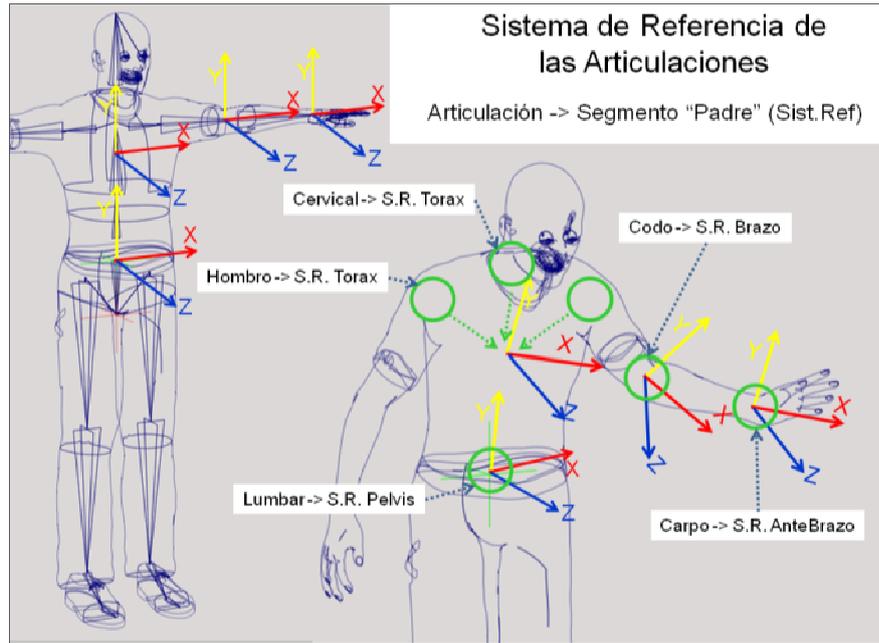


Fig. 7.39. Sistema de referencia de las articulaciones para el cálculo de esfuerzos.

En cada articulación se obtendrá un “vector fuerza” (Fig. 7.40) y un “vector momento” o par-fuerza (Fig. 7.41). Como se aprecia en la figura el vector fuerza, medido en [kg], se descompone en fuerza axial en dirección del hueso “padre” de la articulación, que podrá ser de tracción (positivo) y compresión (negativo), y una fuerza de corte situada en el plano ortogonal a la fuerza axial y que tiene a su vez dos componentes en los ejes “Y” y “Z”.

El vector momento o par-fuerza, que se mide en [kg x m] y representado con dos puntas para distinguirlo del vector fuerza, se descompone en un par de torsión en la dirección del hueso (eje “X”), que produce una torsión sobre la articulación (en un sentido u otro según el signo), y en un par de flexión en un plazo ortogonal a la dirección del citado eje “X”.

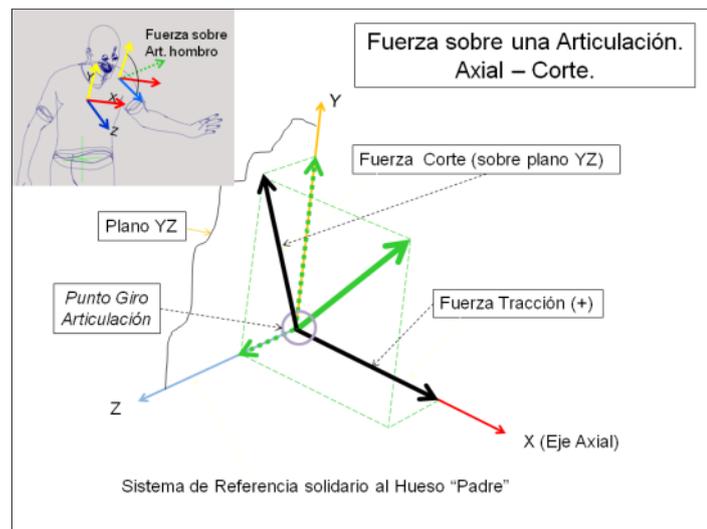


Fig. 7.40. Fuerza axial y de corte sobre una articulación.

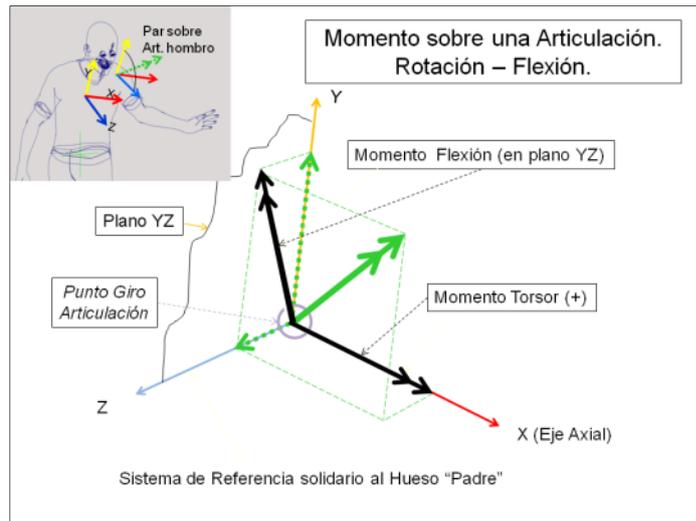


Fig. 7.41. Momento de torsión y flexión sobre una articulación.

7.11.2 ESTIMACIÓN DE LAS FUERZAS MÁXIMAS.

Tal como ya se ha expuesto, a efectos de establecer las distintas curvas paramétricas de factores de riesgo por esfuerzos, es necesario definir las fuerzas máximas que se han considerado en el método FORCES y cómo se han determinado (305).

La estimación de las fuerzas máximas se ha realizado por experimentación y haciendo uso del propio motor de cálculo incorporado en el sistema. Para ello se han llevado a cabo las siguientes actividades:

- Se ha capturado el movimiento, haciendo uso del sistema MH-Sensors, de un actor realizando movimientos con cada una de las articulaciones: lumbar, cervical, hombros, codos y manos. Ver figuras (Fig. 7.42, Fig. 7.43, Fig. 7.44, Fig. 7.45 y Fig. 7.46).
- De cada articulación se capturaban movimientos amplios aproximadamente durante 30 a 45 segundos, tratando de llegar a máximos angulares en todos los ejes de rotación.
- Salvo en el caso de movimientos de la cabeza, en el resto de articulaciones el actor llevaba mancuernas con un peso de 5kg cada una. De esa forma los movimientos eran más realistas a efectos de la velocidad angular. Al llevar cargas, eso afectaba a manos, codos, hombros y lógicamente lumbar.
- En el movimiento de la cabeza, también se ha movido el tronco para reproducir el caso de inclinación del mismo, por ejemplo, para coger una carga, de tal forma que la cabeza se sitúa en posición horizontal y mirando al suelo, lo que supone esfuerzos de corte sobre la zona cervical (Fig. 7.42).
- En el caso de las manos, codos y hombro, no es necesario el movimiento del tronco porque se trata de analizar los esfuerzos sobre estas articulaciones que no les afecta la posición de la columna, si no la posición, velocidad y cargas que soportan los segmentos corporales de su cadena cinemática; al hombro, el brazo, antebrazo y manos; y al codo, antebrazos y manos.
- En el caso de la columna lumbar, los movimientos del tronco hacia adelante y atrás, o lateralización o bien rotación, se combinaba con movimientos de extensión máxima de los brazos, con el fin de buscar las situaciones más desfavorables manipulando objetos con peso en cada mano.

- Asimismo en el caso de la columna, se ha simulado posiciones de empujar y tirar, con inclinación del tronco en flexión y combinado con cierta rotación, con el fin de reflejar posturas en situaciones reales (Fig. 7.43).
- Finalmente, indicar que se han tomado posturas de reposo, para considerar el factor del peso propio del cuerpo, sin considerar carga, al objeto de saber los esfuerzos derivados de llevar una carga en movimiento, en comparación con la posición de reposo, la cual en sí misma ya produce esfuerzos en las articulaciones; pensemos en la columna lumbar, o en los codos con el antebrazo en reposo o a 90° que es una posición de trabajo habitual.

Para dichas capturas se ha elegido un actor de hombre y otro de mujer de percentil 50. Como ya se ha indicado los movimientos han sido amplios, tratando de llegar a máximos rangos de movilidad y en todos los ejes de rotación, dentro de lo posible al manipular pesos de 5 kgs con cada mano, y durante el tiempo necesario para reproducir todas las situaciones posibles; en general con un tiempo inferior a 50 segundos ha sido suficiente.

El resultando del proceso descrito ha sido un número de posturas muy importante, tomadas a 25 *frames*/segundo, representativas de las posturas de un entorno laboral, incluso extremas en algún caso. No obstante, la bondad de la información que se busca de valores máximos de esfuerzos en las articulaciones, recae también en el proceso que se describe a continuación, donde se simula los movimientos capturados, pero con distintos percentiles de hombre y mujer.

Simulación con distintos percentiles.

En efecto, los esfuerzos en las articulaciones dependen del movimiento y velocidades angulares que el sistema musculoesquelético tiene que soportar, pero también de sus medidas antropométricas que afectará a las longitudes de los distintos segmentos corporales, consecuentemente a los desplazamientos y distancias que recorre, así como al peso propio de dichos segmentos; todo ello influye en las fuerzas y momentos que las articulaciones deben soportar a las que se suman, las fuerzas de inercia derivadas de las aceleraciones lineales y angulares.

Por ello, aprovechando las funcionalidades disponibles en el software, los movimientos capturados se han trasladado a modelos digitales de percentiles 5, 50 y 95 (Norma UNE, que no distingue entre hombre y mujer. Adicionalmente, y antes de aplicar el motor de cálculo de esfuerzos para dichos percentiles, se ha supuesto una carga de 12.5Kg en cada mano, resultando una carga total de 25Kg, correspondiente a la carga máxima de la guía del INSHT (295). De esa forma se ha simulado una situación de máxima solicitud del cuerpo, incluso de situaciones extremas especialmente de la zona lumbar, llevando una carga de 25 kg con brazos extendidos e inclinado el cuerpo hacia delante y con cierta velocidad.

Por lo tanto, para cada percentil, el sistema considera que las articulaciones están sometidas al movimiento y peso propio de cada segmento corporal, el cual depende de cada percentil, y maneja cargas en movimiento de 12.5 kgr con cada mano y con rangos articulares máximos en todos los ejes y a distancias acordes a sus dimensiones corporales. Se comprende que los resultados obtenidos se pueden considerar, a todos los efectos, como valores máximos de esfuerzos para toda la población.



Fig. 7.42. Captura para estimar esfuerzos máximos en zona cervical. Posturas ejemplo.

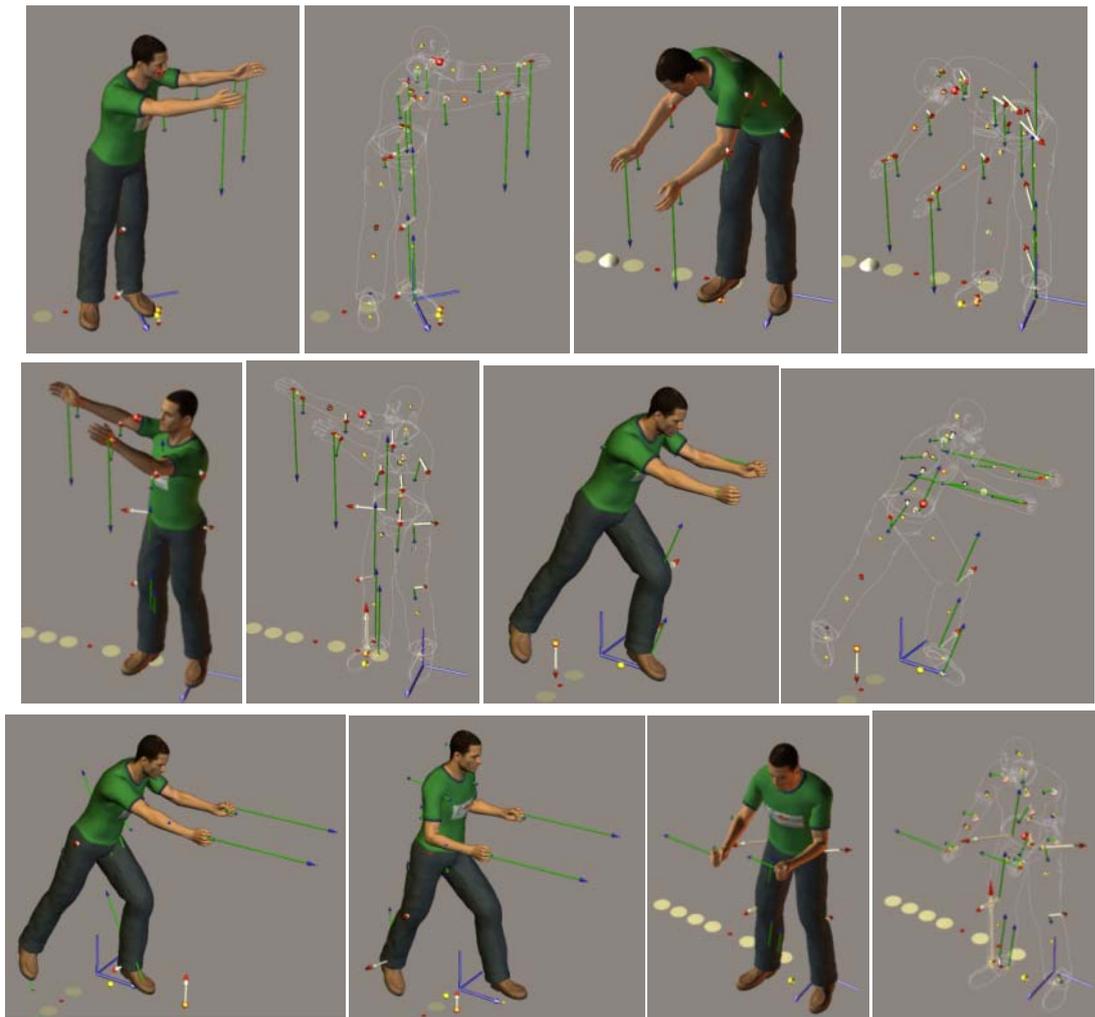


Fig. 7.43. Captura para estimar esfuerzos máximos en zona lumbar. Posturas ejemplo.

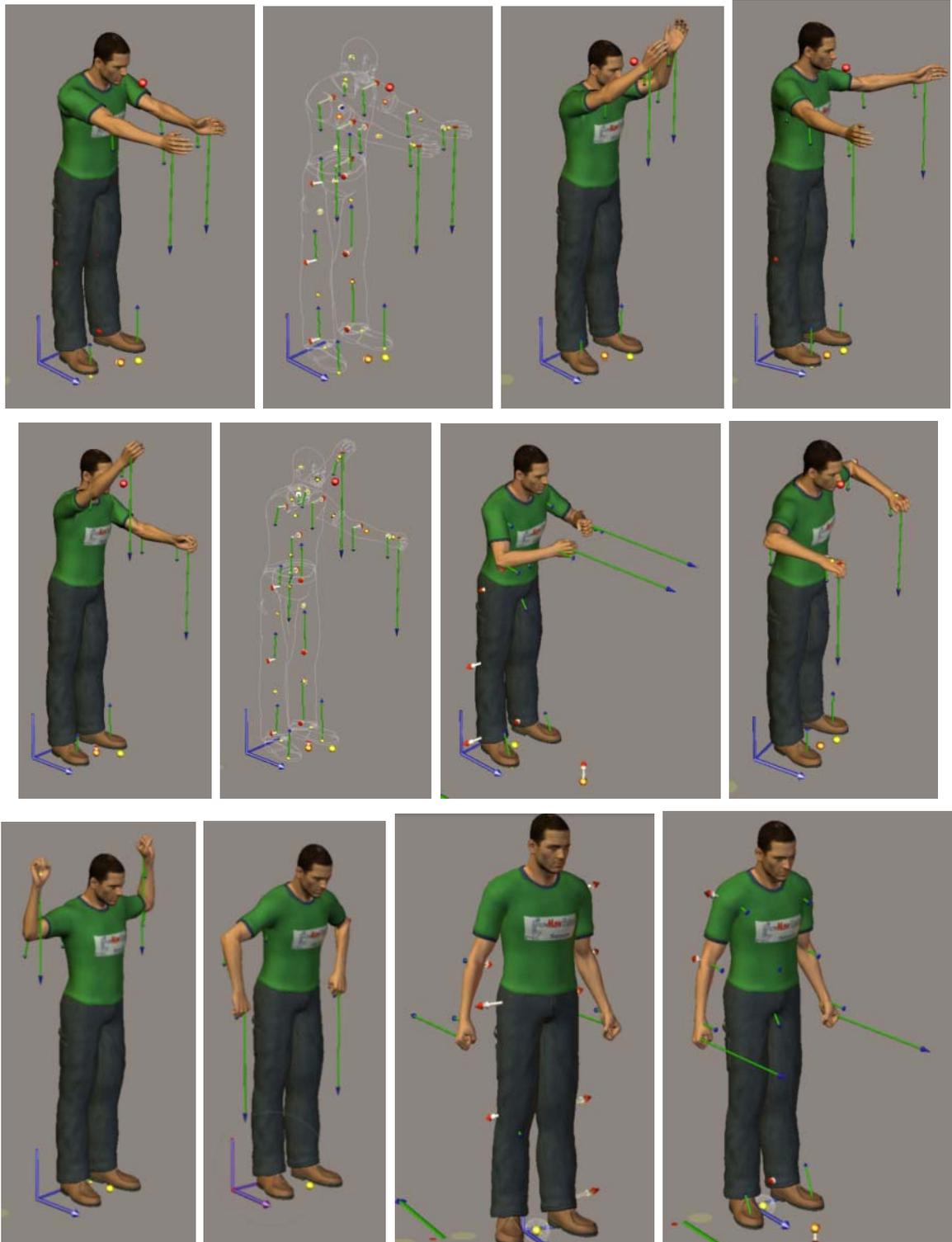


Fig. 7.44. Captura para estimar esfuerzos máximos en hombros. Posturas ejemplo.

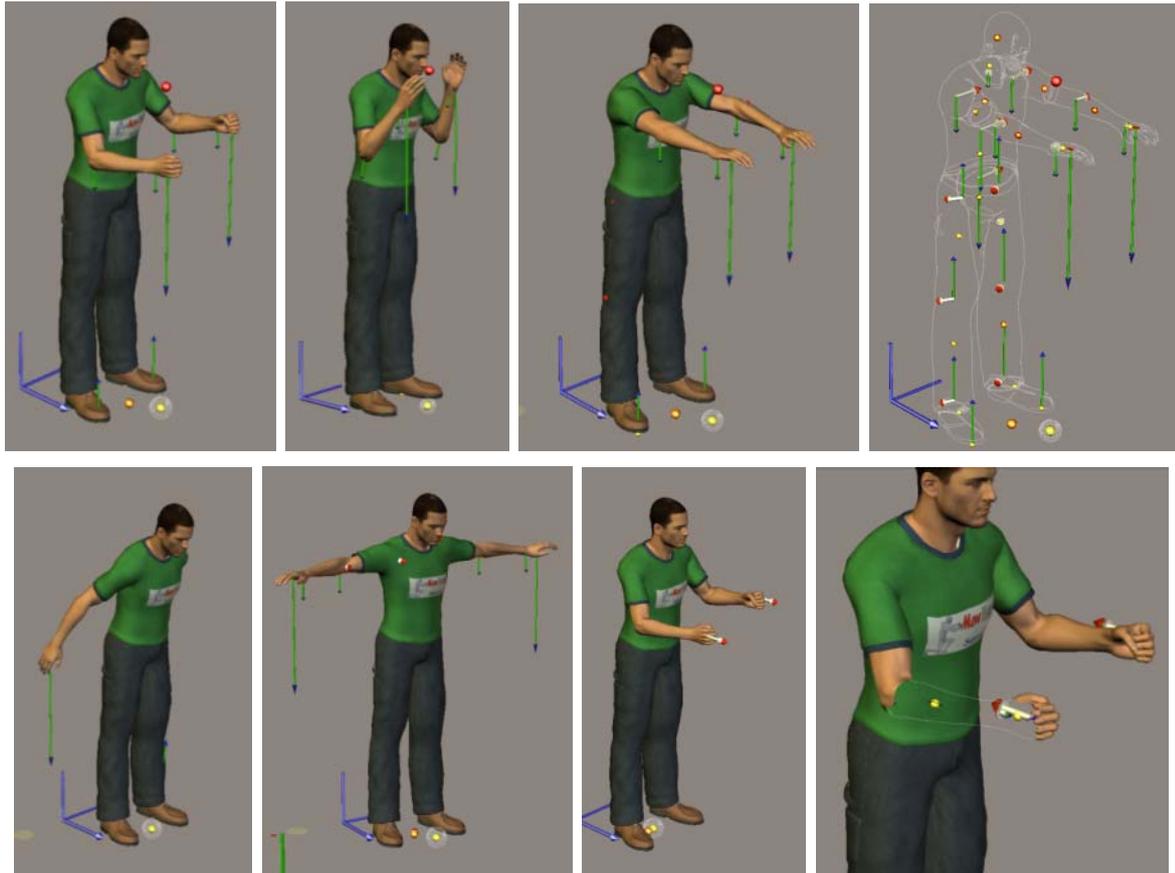


Fig. 7.45. Captura para estimar esfuerzos máximos en codos. Posturas ejemplo.

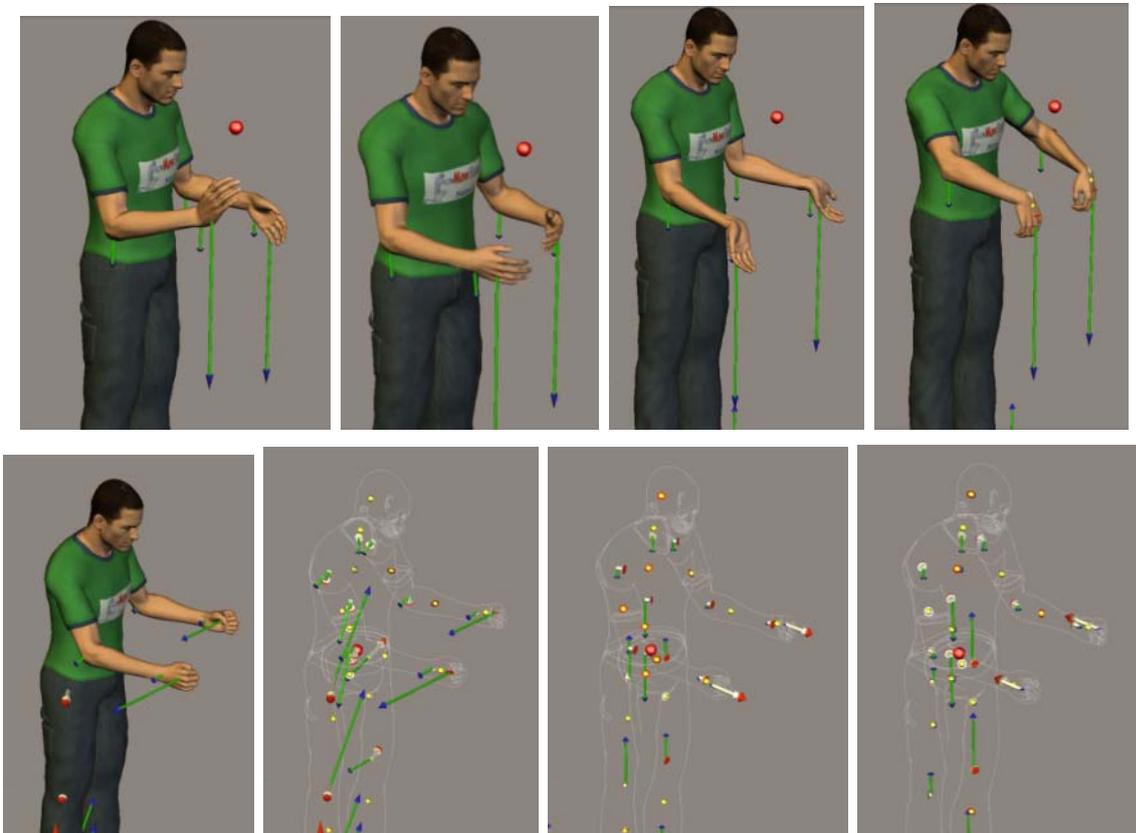


Fig. 7.46. Captura para estimar esfuerzos máximos en muñecas. Posturas ejemplo.

En la Tabla 7.13 se recoge los datos resultantes del cálculo descrito, aplicando las capturas tomadas con uno de los participantes. Se puede observar que para la columna lumbar se obtiene lo siguiente:

- Para el percentil 5, 60.7 Kg. Se ha asignado un valor de 61kg como referencia.
- Para el P50, 76.6 Kg, que representa un coeficiente de 1.26 ($=76.65 / 60.77$) respecto al P05. Si aplicamos ese coeficiente al valor asignado para el P05 de 61kg, resulta, 76.94Kg.
- Para el P95, 92.82 Kg, que representa un coeficiente de 1.53 ($=92.82 / 60.77$). Si aplicamos ese coeficiente al valor asignado para el P05 de 61kg, resulta, 93.17Kg.

Se han definido esos coeficientes porque, de esa forma, en las tablas siguientes de parámetros, se ha considerado los valores máximos correspondientes al percentil 5, y luego se aplica esos coeficientes para estimar los percentiles 50 y 95.

		P05				P50				P95					
		lzq	Dch	MAX	Asignado	lzq	Dch	MAX	COEF	lzq	Dch	MAX	COEF		
Lumbar	Faxial	-60.77		60.77	61.00	-76.65		76.65	1.26	76.94	-92.82		92.82	1.53	93.17
	Fcorte	44.61		44.61	45.00	53.09		53.09	1.19	53.56	63.29		63.29	1.42	63.84
	Mtorsor	8.34		8.34	8.50	10.25		10.25	1.23	10.44	13.11		13.11	1.57	13.35
	Mflex	24.60		24.60	25.00	31.55		31.55	1.28	32.06	39.95		39.95	1.62	40.60
															0.00
Cervical	Faxial	-4.34		4.34	4.50	-6.67		6.67	1.54	6.91	-9.00		9.00	2.07	9.33
	Fcorte	6.96		6.96	7.00	9.59		9.59	1.38	9.64	12.17		12.17	1.75	12.24
	Mtorsor	0.32		0.32	0.40	0.43		0.43	1.35	0.54	0.58		0.58	1.83	0.73
	Mflex	1.29		1.29	1.30	1.90		1.90	1.47	1.91	2.59		2.59	2.00	2.60
															0.00
Hombro	Faxial	-4.26	3.88	4.26	5.00	-4.72	4.31	4.72	1.11	5.53	-5.35	4.92	5.35	1.26	6.28
	Fcorte	18.30	18.99	18.99	19.00	20.06	20.82	20.82	1.10	20.83	21.97	22.83	22.83	1.20	22.84
	Mtorsor	8.10	-8.40	8.40	8.50	9.44	-9.77	9.77	1.16	9.89	11.37	-11.76	11.76	1.40	11.90
	Mflex	7.56	7.63	7.63	8.00	8.84	8.84	8.84	1.16	9.27	10.69	10.55	10.69	1.40	11.20
															0.00
Codo	Faxial	16.48	15.76	16.48	16.50	17.70	16.89	17.70	1.07	17.72	19.10	18.15	19.10	1.16	19.13
	Fcorte	17.20	17.35	17.35	17.40	18.35	18.48	18.48	1.07	18.53	19.73	19.86	19.86	1.14	19.91
	Mtorsor	2.57	-2.45	2.57	2.60	3.11	-2.98	3.11	1.21	3.16	3.86	-3.71	3.86	1.50	3.91
	Mflex	5.01	4.80	5.01	5.00	6.12	5.85	6.12	1.22	6.11	7.65	7.30	7.65	1.53	7.64
															0.00
Carpo	Faxial	4.89	6.66	6.66	7.00	5.05	6.87	6.87	1.03	7.22	5.26	7.12	7.12	1.07	7.48
	Fcorte	14.49	14.25	14.49	15.00	14.97	14.78	14.97	1.03	15.50	15.72	15.42	15.72	1.08	16.27
	Mtorsor	-1.74	1.66	1.74	2.00	-1.74	1.66	1.74	1.00	2.00	-1.75	1.66	1.75	1.00	2.01
	Mflex	0.76	0.80	0.80	1.00	0.87	0.92	0.92	1.15	1.15	1.02	1.10	1.10	1.37	1.20

Tabla 7.13. Esfuerzos máximos resultantes en percentiles 5, 50 y 25.

Procesando los datos con el conjunto de capturas tomadas, se ha obtenido la Tabla 7.14. En esa tabla, indicar que los coeficientes aplicados en zona cervical se han visto afectados por el peso propio de la cabeza, que no lleva cargas en actividades laborales normales pero sí puede adoptar posiciones de inclinación por flexión propia o del tronco; se ha preferido incrementarlas ligeramente para estar del lado de la seguridad. Asimismo, los valores resultantes de fuerza máxima de corte en hombro y codo (indicados en rojo) han sido derivados de las captura donde se simulaba empujar y tirar, que han resultado las más desfavorables. También se han incluido en la tabla los esfuerzos derivados del peso propio del cuerpo a modo de referencia.

		P05		P50			P95		
		PesoPropio	Asignado	PesoPropio	COEF		PesoPropio	COEF	
Lumbar	Faxial	30	61.00	43.3	1.35	76.94	58.67	1.74	93.17
	Fcorte		45.00		1.19	53.56		1.42	63.84
	Mtorsor		8.50		1.23	10.44		1.57	13.35
	Mflex		25.00		1.28	32.06		1.62	40.60
Cervical	Faxial	4.24	5.50	6.56	1.51	8.29	8.88	2.01	11.07
	Fcorte		7.50		1.38	10.33		1.75	13.11
	Mtorsor		0.40		1.35	0.54		1.83	0.73
	Mflex		1.40		1.47	2.06		2.00	2.80
Hombro	Faxial		19.00	Emp./Tir.	1.02	19.30		1.08	20.55
	Fcorte	2.61	19.00	4.04	1.10	20.83	5.47	1.20	22.84
	Mtorsor		9.00		1.16	10.48		1.40	12.60
	Mflex		8.00		1.16	9.31		1.40	11.17
Codo	Faxial	1.19	17.40	1.84	1.07	18.69	2.49	1.16	20.17
	Fcorte		17.40		1.07	18.53		1.14	19.91
	Mtorsor		2.60		1.21	3.16		1.50	3.91
	Mflex		5.00		1.22	6.11		1.53	7.64
Carpó	Faxial	0.33	16.00	0.51	1.03	16.50	0.68	1.06	16.98
	Fcorte		16.00		1.03	16.47		1.07	17.10
	Mtorsor		1.80		1.00	1.80		1.00	1.81
	Mflex		0.90		1.15	1.03		1.37	1.20

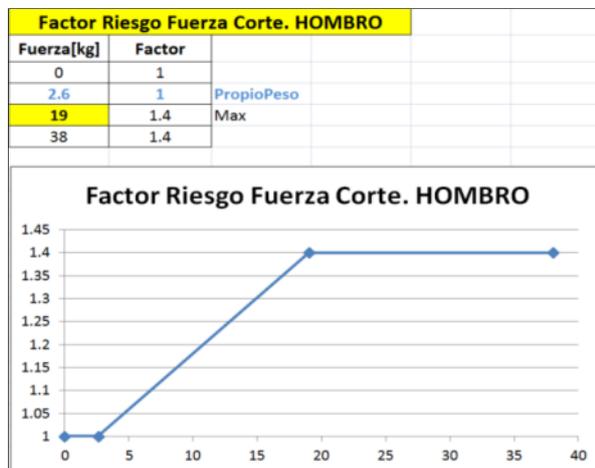
Tabla 7.14. Fuerzas máximas consideradas por partes de cuerpo y percentil. [Kg x m] en momentos.

7.11.3 PROCESO DE CÁLCULO DE FACTORES DE RIESGO POR ESFUERZOS.

A continuación se explica el proceso de cálculo a la hora de determinar el factor de riesgo por esfuerzos. Se expondrá para el caso del esfuerzo de corte del hombro y para el caso de un trabajador/a de una talla particular; de esa forma se podrá entender cómo aplicarlo al resto de articulaciones y esfuerzos, cuyas tablas se incluyen en los siguientes apartados.

Los parámetros para determinar el riesgo derivado de la fuerza de corte se define en formato de línea de puntos (Fig. 7.47), siendo modificable el nº de puntos para representar la gráfica con la precisión necesaria. Los valores intermedios entre los puntos definidos se calculan posteriormente por interpolación. En dicha gráfica el valor más importante es la fuerza máxima, en este caso de 19Kg que se corresponde al cálculo explicado en sección anterior, ver Tabla 7.14.

La fuerza máxima de corte indicada de 19kg, corresponde al percentil 5; en la misma Fig. 7.47, se incluye los coeficientes aplicados al percentil 50 y 95, de valor 1.1 y 1.2 respectivamente.



Articulación	F. Corte Max. P.05	Coef. P.50	Coef. P.95
Lumbar	45 Kg	1.19	1.42
Cervical	7.5 Kg	1.38	1.75
Hombros	19 Kg	1.10	1.20
Codos	17.4 Kg	1.07	1.14
Muñecas	16 Kg	1.03	1.07

Fig. 7.47. Factor de Riesgo para la fuerza de corte en hombro en P05. Coeficientes para P50 y P95.

Por otra parte, ya se han referido dos coeficientes adicionales, uno relativo al factor de reducción de esfuerzos máximos para el caso de mujer, y otro relativo al nivel de actividad habitual de trabajador (ver punto 7.9.7); ambos incluidos en la siguiente Tabla 7.15.

Sexo	Coef	X	Nivel Actividad	Coef
Hombre	1.0		Inactivo	0.9
Mujer	0.6		Inactivo Moderado	1.0
			Activo Moderado	1.1
			Activo	1.2

Tabla 7.15. Factores aplicados al cálculo de esfuerzos máximos, sexo y nivel de actividad.

Combinando los coeficientes indicados, la forma de proceder para estimar el esfuerzo máximo de corte en el hombro, en un caso particular sería la siguiente:

- Si el trabajador tuviera una talla inferior o igual al percentil 50, se obtendría un coeficiente por interpolación entre 1 y 1.10. El valor resultante se multiplicaría por 19 kg. Si el trabajador tuviera una altura superior al percentil 50, se interpolaría entre 1.1 y 1.2, el resultado se multiplicaría 19kg.
- Si suponemos que su talla corresponde al P95, la fuerza máxima sería de 22.8 (19kg x 1.2). Este valor se multiplicaría por 0.6 si se tratara de una mujer y finalmente se multiplicaría por el factor de nivel de actividad. Suponiendo mujer y activo moderado, resultaría un esfuerzo máximo de corte en el hombro de 15kg (22.8kg x 0.6 x 1.1). Este valor afectaría a la curva paramétrica de la Fig. 7.47, de tal forma que la fuerza máxima pasaría de 19kg a 15kg, y el resto de valores cambiarían proporcionalmente.
- Finalmente, si en un instante de riesgo la fuerza de corte en el hombro fuera de 10kg, le correspondería un factor de riesgo por esfuerzo cortante en el hombro de algo menos de 1.2, según Fig. 7.47. Luego el riesgo en ese instante se incrementaría del orden del 20%.

El procedimiento descrito se aplicaría de igual forma al resto de factores de riesgo por esfuerzo. Las tablas de dichos factores de riesgo se incluyen en la siguiente sección.

7.12 FACTORES DE RIESGO POR ESFUERZOS.

7.12.1 FACTOR DE RIESGO DERIVADO DE LA FUERZA AXIAL.

Será función de la magnitud de la fuerza axial (*positiva-tracción o negativa-compresión*), medida en [kgr.fuerza] a la que está sometida la articulación en el instante de riesgo correspondiente a un cambio de sentido de giro en alguno de sus posibles ángulos de giro (293, 294).

El eje axial variará según la articulación estudiada. Corresponderá a uno de los ejes del sistema de coordenadas locales del segmento "padre" de la articulación (Fig. 7.48).

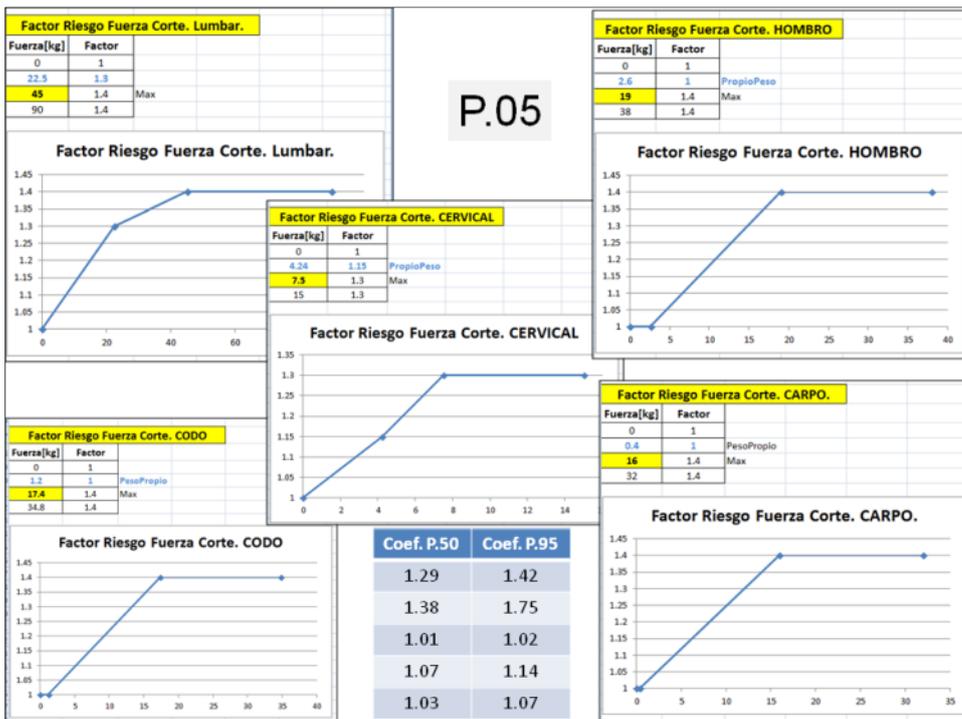
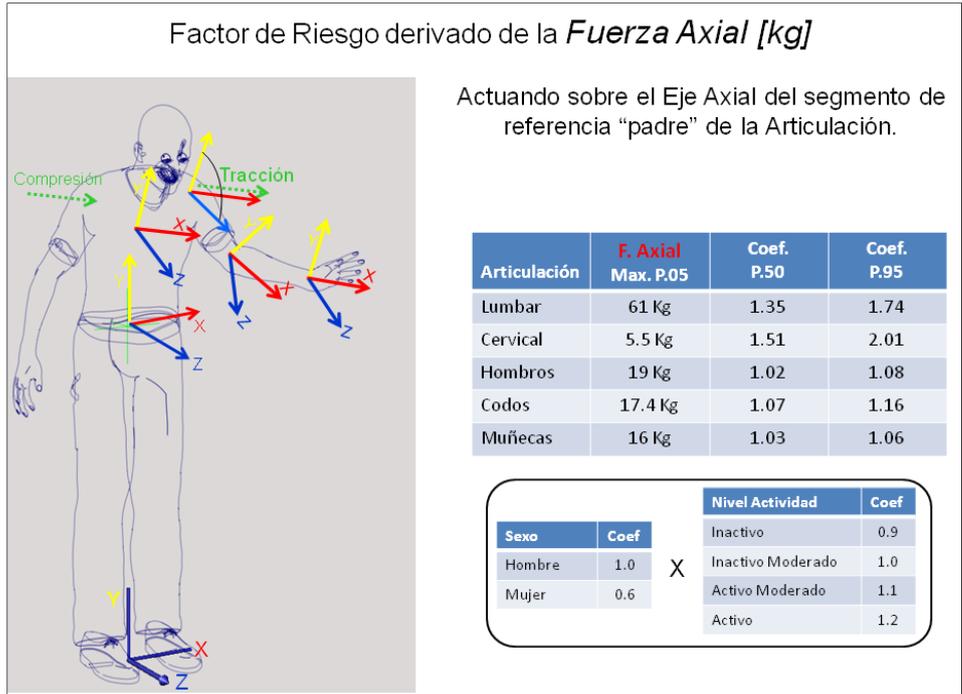


Fig. 7.48. Factor de Riesgo derivado de la Fuerza Axial.

7.12.2 FACTOR DE RIESGO DERIVADO DE LA FUERZA DE CORTE.

Será función de la magnitud de la fuerza de corte o tangencial, medida en [kgr.fuerza] a la que está sometida la articulación en el instante de riesgo correspondiente a un cambio de sentido de giro en alguno de los posibles ángulos de giro (293, 294) (Fig. 7.49).

La fuerza de corte actúa en un eje situado sobre el plano ortogonal al eje axial de la articulación. La fuerza de corte que figura en la tabla de resultados de riesgos, corresponde al módulo del vector fuerza de corte que actúa en el plano ortogonal al eje axial de la articulación y en consecuencia siempre es positivo.

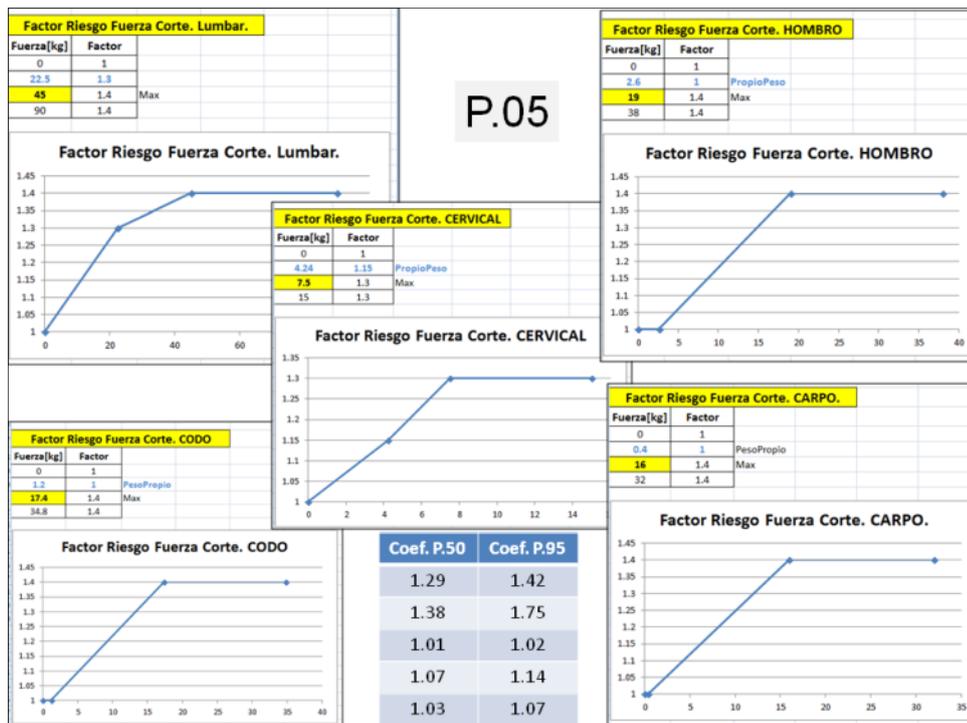
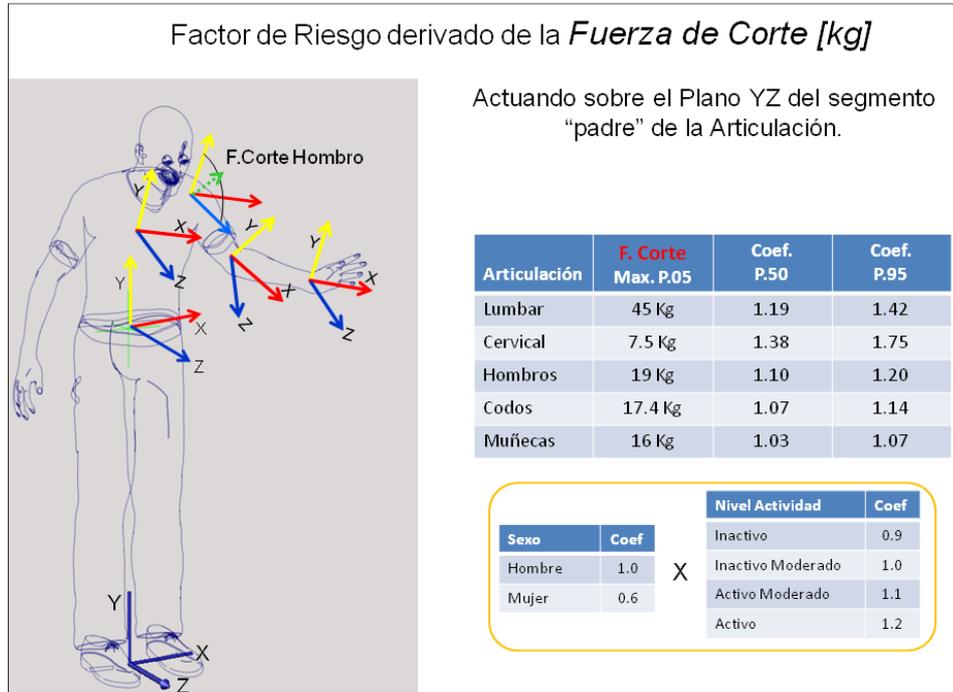


Fig. 7.49. Factores de Riesgo derivado de la Fuerza de Corte.

7.12.3 FACTOR DE RIESGO DERIVADO DEL MOMENTO DE TORSIÓN.

Será función de la magnitud del momento de torsión (*positivo-tracción o negativo-compresión*), medida en [kg x m] a la que está sometida la articulación en el instante de riesgo (*frame*) correspondiente a un cambio de sentido de giro en alguno de sus posibles ángulos de giro (293, 294).

El momento de torsión corresponde a un vector, de tipo “par-fuerza”, que actúa en el eje axial de la articulación provocando una torsión de tracción (+) o compresión (-) sobre la misma (Fig. 7.50). El eje axial de cada articulación corresponde al ya indicado en una sección anterior relativa a la fuerza axial.

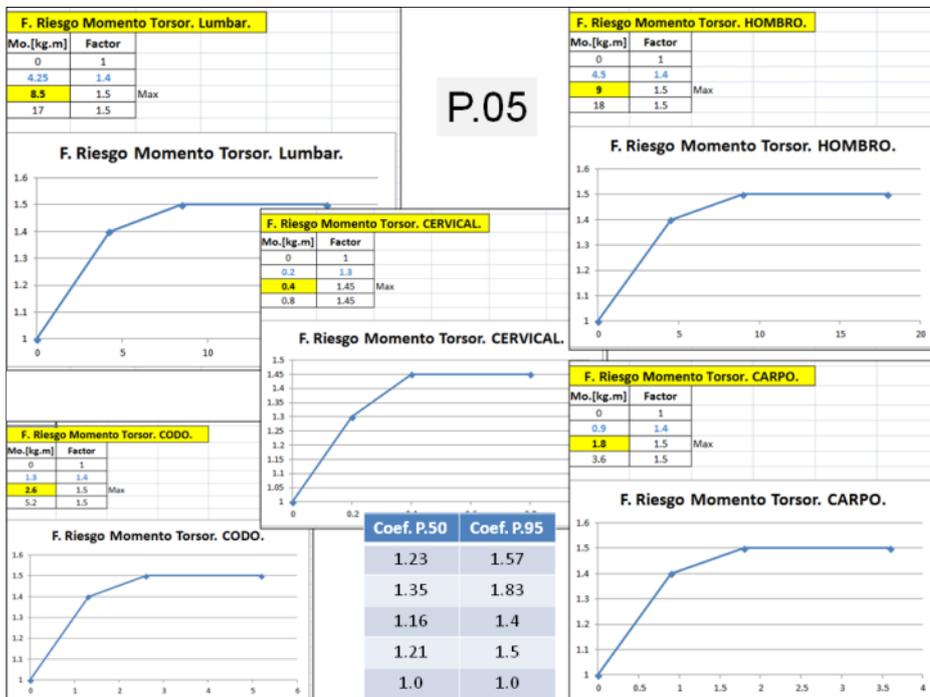
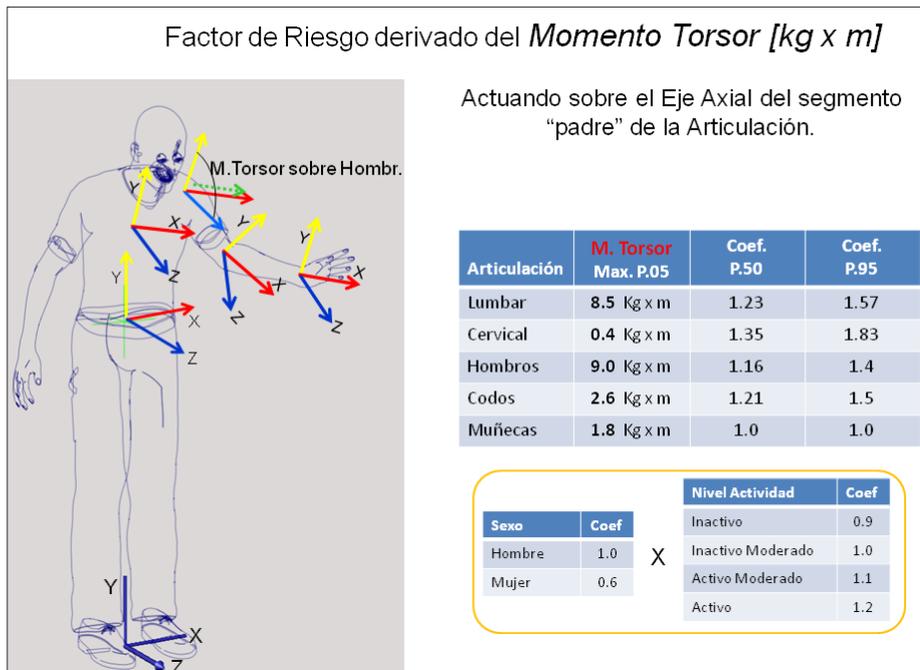


Fig. 7.50. Factores de Riesgo derivados del Momento de Torsión.

7.12.4 FACTOR RIESGO DERIVADO DEL MOMENTO FLECTOR.

Será función de la magnitud del momento de flexión, medido en [kg x m] a la que está sometida la articulación en el instante de riesgo (*frame*) correspondiente a un cambio de sentido de giro en alguno de sus posibles ángulos de giro (293, 294).

El momento flector corresponde a un “par-fuerza” que actúa sobre un eje situado en un plano ortogonal al eje axial de la articulación (Fig. 7.51). El momento flector que figura en la tabla de resultados de riesgos, corresponde al módulo del vector momento flector que actúa en el plano ortogonal al eje axial de la articulación y en consecuencia siempre es positivo.

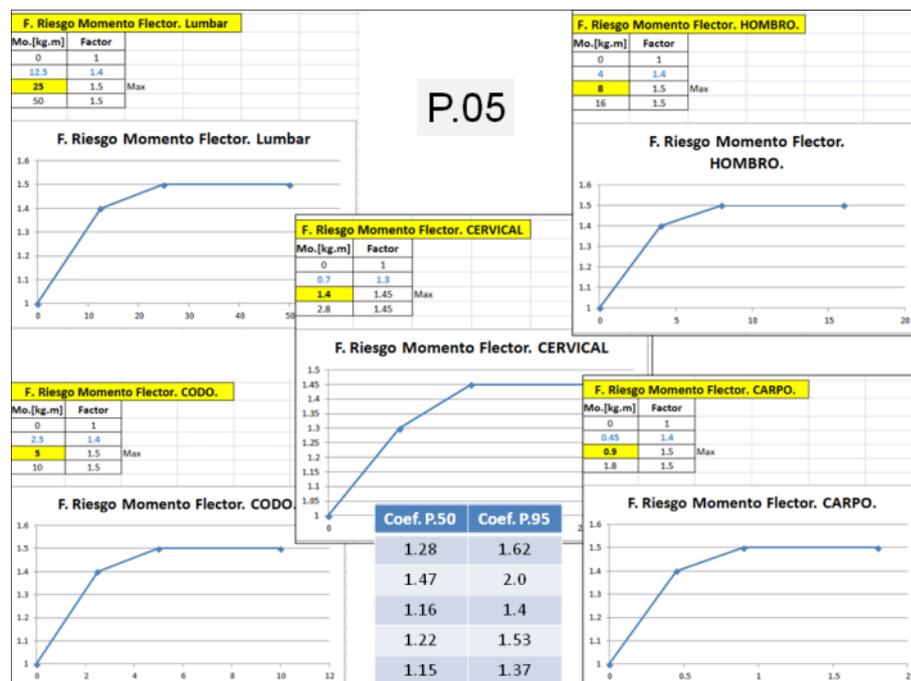
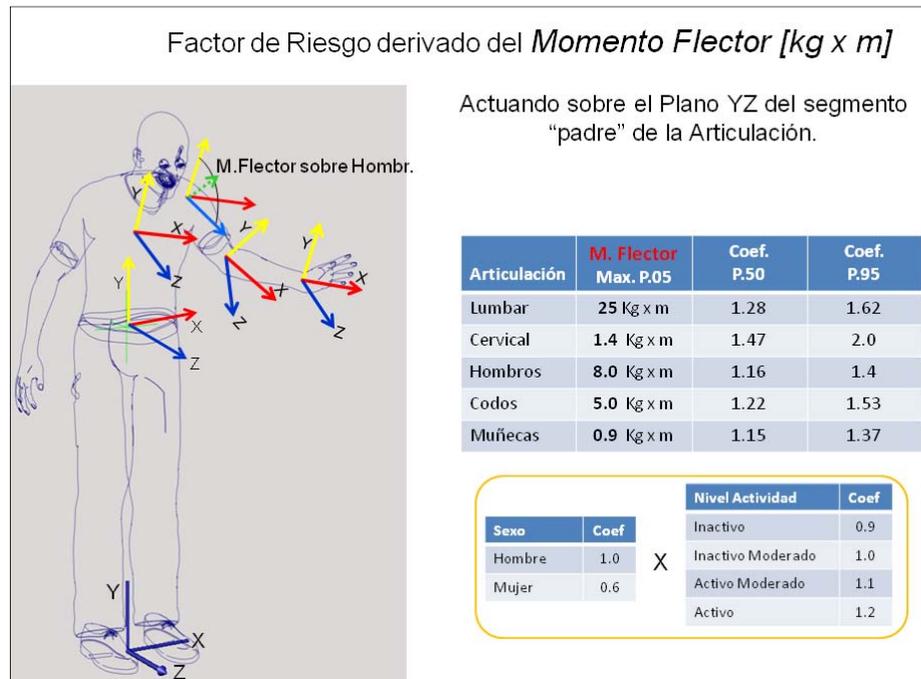


Fig. 7.51. Factores de Riesgo derivados del Momento Flector.

7.13 FACTOR DE RIESGO POR TIPO DE AGARRE.

En el caso de la articulación de la muñeca o carpo, se considera un factor de riesgo adicional derivado del tipo de agarre al manipular objetos con alguna de las manos.

Tal como ya se ha expuesto, a la hora de introducir la información del puesto de trabajo, el evaluador puede definir el tipo de agarre para la mano derecha o izquierda durante los intervalos de tiempo que considere (Fig. 7.21). Si durante esos intervalos de tiempo el sistema registra instantes de riesgo para la muñeca, el sistema multiplicará los factores de riesgo calculados para la muñeca, ya expuestos en las secciones precedentes, por el riesgo derivado del tipo de agarre correspondiente.

En la Fig. 7.52, se incluye los valores de los factores de riesgo considerados para cada tipo de agarre. Se observa que el más desfavorable es el palmar con una puntuación de 1.2 (90, 291).



Fig. 7.52. Factor de riesgo derivado del Tipo de Agarre.

7.14 PONDERACIÓN PARA LA EVALUACIÓN FINAL DEL RIESGO.

Tal como se ha mencionado anteriormente, aplicando los factores de riesgo recogidos en las secciones previas, se obtiene una puntuación de riesgo en los **instantes de riesgo** y por cada articulación analizada (lumbar, cervical, hombros, codos y muñecas) y para cada uno de sus respectivos ángulos de giro.

Se ha establecido un parámetro donde podremos introducir los coeficientes de ponderación o pesos a nivel de cada articulación, los cuales se aplicarán a la hora de obtener una puntuación global del riesgo a nivel general de toda la extremidad superior, ver Fig. 7.4

A continuación se incluye el nombre del parámetro y los valores predefinidos en el sistema para dichos pesos:

total_risk_peso = [240, 200, 120, 120, 80, 80, 80, 80]

factor para: (lumbar, cervical, hombroDr, hombrolz, codoDr, codolz, manoDr, manolz).

7.15 EVALUACIÓN MULTITAREA.

La evaluación multitarea es uno de los aspectos relevantes a la hora de establecer políticas de rotación de puestos en una línea de producción, beneficioso de cara a reducir posibles riesgos de TME derivados de tareas repetitivas. En efecto, acciones organizativas que permitan que un trabajador pueda rotar entre dos o más puestos a lo largo de la jornada, combinando puestos con requerimientos musculoesqueléticos que no incidan en los mismos grupos musculares, mitiga los efectos de la repetitividad y de los riesgos derivados (71, 162, 306).

Para tal propósito se requiere una aplicación que pueda integrar la evaluación de riesgos realizada en los puestos de trabajo individuales pertenecientes a una sección donde los trabajadores podrían rotar entre ellos. Esa es la finalidad de la valoración multitarea que se puede realizar con un módulo específico del método FORCES.

La citada valoración multitarea se realiza por medio de una hoja de cálculo específica donde se puede importar las valoraciones individuales resultantes de la aplicación del método FORCES, correspondientes al conjunto de puestos de una sección (Fig. 7.53).

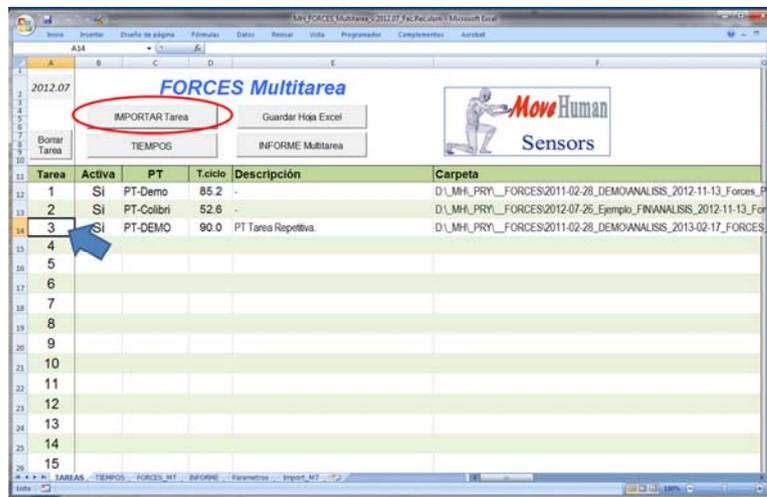


Fig. 7.53. Importación de evaluaciones individuales de Puestos de una Sección.

En la ventana principal de la Fig. 7.53 se puede activar los puestos de trabajo que se deseen para realizar un análisis multitarea. Esto es, el evaluador podrá probar con distintas combinaciones de puestos del total de puestos disponibles. Una vez seleccionados los puestos que considere, podrá pasar a definir el reparto de tiempo entre dichos puestos (Fig. 7.54).

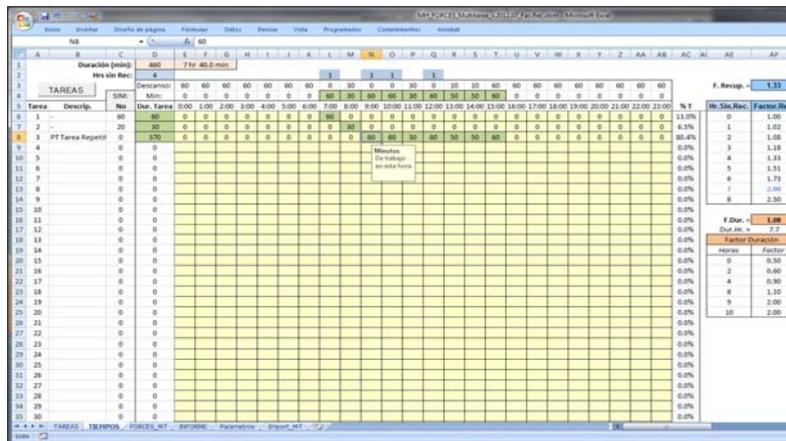


Fig. 7.54. Definición de tiempos y secuencia entre distintos puestos para análisis multitarea.

Será necesario introducir el tiempo en minutos de cada hora en los distintos puestos activos, y se podrá observar a medida que se pruebe con diferentes planificaciones el resultado de horas sin recuperar y el impacto en los factores correspondientes de “repetitividad” (función de horas sin recuperar) y “duración” (función del total de horas de trabajo repetitivo). En la citada figura se puede observar que habría 4 horas sin recuperar y 460 min, dando lugar a un factor de recuperación de 1.33 y de duración de 1.08. Dichos factores son los propios de este análisis multitarea, puesto que el resto de factores son propios de cada puesto de trabajo previamente evaluado.

Una vez definida esta planificación el evaluador podrá observar el resultado de la valoración multitarea, tal como se incluye en la Fig. 7.55. El evaluador podrá ir probando con distintos repartos de tiempo entre los puestos seleccionados o incluir o desactivar otros puestos, y de forma instantánea observar el resultado de la evaluación multitarea resultante.

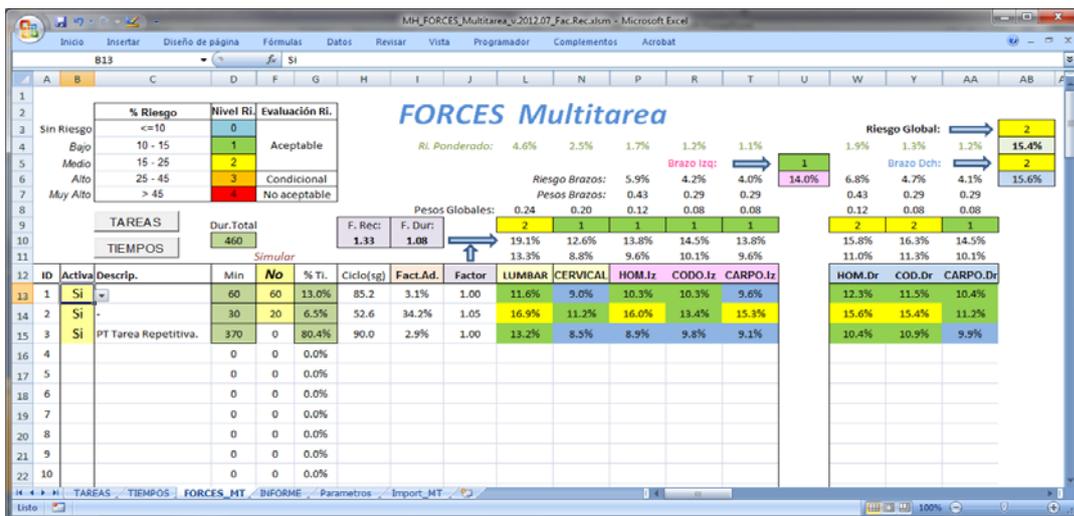


Fig. 7.55. Evaluación multitarea para una combinación de puestos seleccionada.

La evaluación multitarea del método FORCES se fundamenta en los factores generales citados de “repetitividad” y “duración”, que dependen de la planificación de las tareas, así como de los porcentajes de riesgo de los puestos individuales, en los cuales no se incluye los factores de repetitividad y duración que intervinían en las evaluaciones individuales; esta última consideración es importante destacarla.

No obstante, hay que reseñar, que el resultado de la evaluación multitarea recae fuertemente en los porcentajes de tiempo asignados a los puestos considerados en el análisis. En la Fig. 7.55 se puede observar que el reparto de 60, 30 y 370 minutos, dan lugar a unos porcentajes de 13%, 6.5% y 80.4% respectivamente en los tres puestos seleccionados. Los riesgos de cada articulación y puesto (leídos de las evaluaciones individuales de cada uno) son multiplicados por dichos porcentajes y posteriormente se les suma los factores “repetitividad” y “duración” multitarea antes referidos.

Para facilitar el análisis, desde la misma pantalla de valoración multitarea, se puede activar o desactivar puestos, y modificar los porcentajes de tiempo de cada uno, y observar el resultado de la valoración. El propósito es facilitar al evaluador el objetivo de buscar una combinación de puestos y tiempos de exposición de cada uno que amortigüe en la medida de lo posible los riesgos individuales (los cuales consideran que el trabajador sólo realiza un tarea/puesto durante toda la jornada); así, si un puesto tiene un riesgo lumbar alto hay que compensarlo con otros puestos donde el riesgo sea reducido. Apoyarse en los colores asociados a cada nivel de riesgo, puede ayudar en este proceso.

La versión multitarea del método FORCES descrito está sintonía con los aspectos que deberían abordar nuevos métodos de evaluación ergonómica expuestos en la sección (Necesidad de Nuevos métodos de evaluación, p.91), donde se aludía a la necesidad de incluir metodologías que facilitasen la creación de patrones de rotaciones de puestos para reducir los TME en los trabajadores.

7.16 RESUMEN DEL MÉTODO FORCES.

El nuevo sistema de evaluación ergonómica de tareas repetitivas desarrollado, trata de superar las limitaciones de los métodos actuales dirigidos a tal propósito. Por una parte, en lo relativo a proporcionar un sistema que libere al evaluador de tareas tediosas, y por otro lado, al tratarse de un sistema automatizado de medida del riesgo en las articulaciones, no está influenciado por la subjetividad del evaluador.

El sistema se fundamenta en contabilizar los denominados “*instantes de riesgo*”, es decir, el número de cambios de rotación que sufre las articulaciones en cada uno de sus ejes de rotación a lo largo de la ejecución de las tareas durante el tiempo de ciclo del trabajo repetitivo. También considera como *instante de riesgo* una posición estática mantenida en exceso de una articulación (mantenerla inmóvil más allá de un tiempo definido, normalmente unos 4 seg). Detectado un cambio o postura estática en un instante concreto, calcula ciertos **factores de riesgos** en ese instante que serán la base de la evaluación de riesgos. Esos factores son relativos a los siguientes aspectos:

- Magnitud del ángulo de rotación donde se ha detectado el cambio de giro, así como el valor de los otros ángulos implicados en el movimiento.
- Arco de giro recorrido desde el último cambio. Un mayor arco indicará que el movimiento ha sido de gran amplitud y generalmente con menor rapidez, lo que supone menor riesgo.
- Velocidad angular alcanza poco antes, o poco después, de que la articulación se detenga. El valor de dicha velocidad indicará el grado de aceleración o deceleración que ha sufrido la articulación, debido al cambio de sentido de rotación hasta llegar a pararse.
- Magnitudes de las fuerzas axiales y de corte, así como los momentos flectores y torsión a los que está sometido la articulación en ese instante. Mayores valores implicaran mayor riesgo para la articulación.

El valor de dichos factores se determina en función de las magnitudes medidas (ángulos, velocidades, esfuerzos) y de ciertas curvas paramétricas definidas como secuencia de puntos (valor magnitud medida y valor factor de riesgo correspondiente). Puntos intermedios se calculan por interpolación. Dichos factores de riesgo pueden variar del valor 1 hasta del orden de 1.5. La multiplicación de esos factores en un determinado cambio de rotación será el riesgo correspondiente a ese cambio (valor del riesgo).

El sistema puede detectar un riesgo por carga postural, similar a la aplicación de un método como REBA (7), pero considerando también las fuerzas de inercia provocadas por el propio movimiento, y realizando un cálculo de 25 posturas/seg.

En efecto, al objeto de detectar posibles posturas nocivas de una articulación en determinados instantes, en cada cambio de rotación, el informe de salida recoge el valor de riesgo del cambio, pero también su porcentaje respecto a su valor máximo, lo que nos dará un nivel de riesgo que podrá tomar los valores (0, 1, 2, 3 ó 4), que le corresponderá distintos niveles (“Sin riesgo”, “Riesgo Bajo”, “Riesgo Medio”, “Riesgo Alto” ó “Riesgo muy Alto”).

Como resultado del número de cambios de giro (o posturas estáticas) detectadas en cada articulación a lo largo del ciclo de trabajo, y de las puntuaciones obtenida de riesgo en cada caso (0 a 4), se pueden obtener el porcentaje de veces que una articulación ha estado con riesgo 0 “sin riesgo”, o con riesgo máximo 4, o bien con valores de riesgo intermedios. Esta información será relevante a efectos de valorar las articulaciones sometidas a mayor riesgo. Esto último nos da un valor añadido en relación a los sistemas de valoración tradicional de la carga postural, los cuales se limitan a determinar instantes donde el riesgo es mayor.

En relación el riesgo por manipulación de cargas, también el sistema puede dar una información interesante en este punto. La manipulación de objetos con peso significativos pueden provocar riesgo en la zona lumbar, los cuales pueden ser también detectados con este nuevo método.

En efecto, los momentos de coger y dejar la carga coinciden normalmente con cambios en la rotación de la columna lumbar, que pueden ser detectados por el software y, en esos instantes, el sistema calcula las fuerzas axiales, tangenciales, y momentos de flexión y torsión actuando sobre dicha zona lumbar. Asimismo, en esos esfuerzos, también se tiene en cuenta las inercias provocadas por el movimiento del propio cuerpo, brazos y tórax, así como las inercias derivadas de la masa del objeto que se manipula y de las aceleraciones o deceleraciones que el trabajador realiza durante esa manipulación.

En consecuencia aporta un valor añadido a la aplicación de métodos como NIOSH (184), sin contar que también calcula posturas intermedias entre coger y dejar la carga que también pueden ser nocivos para el trabajador. Adicionalmente, tiene en cuenta con precisión la composición de los tres ángulos implicados en la columna lumbar (flexión, lateralización y rotación), que sin duda es importante considerar a la hora de calibrar el riesgo por manipulación de cargas.

Permite considerar esfuerzos lineales en cualquier dirección del espacio, así como momentos o pares ejercidos con las manos y en cualquier eje de rotación. Ello le confiere posibilidades de análisis más allá de las habituales de esfuerzos verticales realizados por manipulación de cargas. Adicionalmente es posible variar esos esfuerzos o pares a lo largo del tiempo, tanto en magnitud como dirección y sentido, y de esa forma permite considerar una amplia gama de situaciones que se pueden dar en la práctica. Incluso se pueden variar esas fuerzas externas para observar el efecto en la valoración del riesgo resultante, y en general realizar análisis de simulación de diferentes alternativas o propuestas de mejora.

Es posible contemplar que el trabajador está de pie, en bipedestación o con un solo pie apoyado, o sentado. Bastará modificar la altura de la pelvis respecto al suelo para estudiar una posición de sentado con una silla normal o bien la utilización de una silla de semisentado, donde las piernas están más estiradas, soportando parte del peso del cuerpo, y la espalda generalmente más erguida para mantener el equilibrio. También es posible considerar que tiene una o ambas manos apoyadas. Lógicamente el tipo de apoyo podrá variarse a lo largo del ciclo de fabricación.

En relación al punto anterior, sobre distintos tipos de apoyo del cuerpo, el **motor de cálculo** desarrollado incluye los algoritmos necesarios para estimar las reacciones en los puntos de apoyo en las distintas situaciones posibles, función de la postura en cada instante durante el movimiento, características antropométricas del trabajador y de las posibles fuerzas que ejerce con las manos; para ello, debe procurar lograr el necesario equilibrio del cuerpo en cada instante. Esta estimación realizada es clave, y es la etapa previa al cálculo de esfuerzos en cada una de las articulaciones.

Como aspectos adicionales que el sistema puede contemplar, se pueden citar los siguientes:

- El tipo de agarre que se realiza con las manos al manipular objetos (sin agarre, pinza, gancho, de fuerza o palmar). La forma del agarre influirá en los riesgos resultantes sobre las muñecas. El sistema también modificará la postura de la mano, variando la posición de los dedos, según el tipo de agarre seleccionado en distintos momentos de la tarea realizada por el trabajador. Ello nos ofrecerá una visión realista de sus movimientos, incluyendo también las manos.
- El nivel de actividad que normalmente realiza el trabajador de forma regular, que puede variar desde una situación de inactividad (valor 0) a muy activa (valor 3). Este nivel afectará a los valores máximos de esfuerzos soportados en las articulaciones. Para una misma actividad el riesgo resultará más elevado en trabajadores con inactividad que aquellos con un nivel de actividad regular elevado. Las diferencias no son importantes, aunque son significativas en los valores extremos.

- En caso de una trabajadora, las fuerzas máximas se reducen de acuerdo a un coeficiente definido por un parámetro configurable.
- El tiempo de ciclo. Este es un aspecto relevante a efectos del cálculo de riesgo por minuto, ya que los riesgos resultantes durante el tiempo entre los instantes de inicio y fin seleccionados para procesar dependen de ese tiempo (normalmente resulta un intervalo inferior al total capturado, se comienza a filmar momentos antes del inicio de un ciclo y más allá de su final). Pero con frecuencia ese tiempo capturado no coincide con el tiempo de ciclo concedido donde se consideran ciertos coeficientes de descanso. En consecuencia el sistema permite seleccionar el tiempo a considerar en los cálculos, bien el tiempo concedido, o bien el tiempo de inicio-fin de la captura. Es recomendable el primero.

Como es obvio, para abordar el conjunto de funcionalidades y acciones expuestas, se requiere utilizar un sistema de captura de movimiento que nos permita capturar el movimiento del trabajador y trasladarlo al modelo humano de hombre y mujer, de una antropometría similar al sujeto, sobre el cual poder realizar los cálculos cinemáticos y dinámicos precisos en las articulaciones a efectos de posibilitar la estimación de riesgos en las mismas. Para tal propósito, se cuenta con el sistema MH-Sensor desarrollado por el equipo de la Universidad de Zaragoza, diseñado para su utilización en los propios puestos de trabajo.

Un aspecto interesante a considerar es lo relativo a la aplicación del método en el diseño de nuevos puestos de trabajo. Haciendo uso del sistema de animación 3D de propósito general utilizado (292), es posible reconstruir, con los personajes humanos diseñados, las posturas claves que el trabajador debe adoptar en el nuevo puesto de trabajo, incluso considerando distintos percentiles antropométricos. Las posturas intermedias son calculadas por interpolación obteniendo un movimiento similar al generado desde un sistema de captura de movimiento.

Consecuentemente, aunque el puesto de trabajo aún no exista, se puede aplicar el mismo método de cálculo para evaluar los potenciales riesgos ergonómicos y, caso de un resultado no satisfactorio, realizar los cambios oportunos en el puesto o en la operativa de trabajo hasta lograr que los riesgos previstos se sitúen en límites admisibles. Acciones tomadas en una etapa de diseño pueden suponer sin duda un ahorro de costes muy significativo. La colaboración entre los ingenieros de diseño y los técnicos de prevención haciendo uso de este sistema sería muy positiva.

A la vista de lo expuesto se considera que el nuevo método de valoración de riesgos supone un avance respecto a los métodos de evaluación ergonómico actuales y puede constituirse en una herramienta avanzada de apoyo en el ámbito de la evaluación de riesgos musculoesqueléticos, y de interés para técnicos en prevención de riesgos laborales, médicos del trabajo, fisioterapeutas y terapeutas en salud ocupacional, responsables de departamentos de recursos humanos o calidad, y en general para técnicos involucrados en disciplinas afines con la ergonomía o la biomecánica.

8. METODOLOGÍA.

La presente tesis aborda un estudio de tipo transversal, cuyos datos se tomaron aproximadamente a lo largo de seis meses. A continuación se abordan los distintos aspectos metodológicos del mismo.

8.1 MUESTRA.

En relación a la muestra, se analizan los resultados de la evaluación ergonómica de un total de 60 puestos de trabajo repetitivo. La mayoría corresponden a puestos de montaje de un importante fabricante de electrodomésticos ubicado en Zaragoza, principalmente de la línea de ensamblaje de lavadoras (Fig. 8.1).

Los puestos fueron seleccionados por la empresa para su evaluación, con el objeto de prevenir riesgos en el trabajo y cumplir con el requisito legal (20) de disponer de una completa valoración ergonómica para cada uno de ellos, tras haber realizado una remodelación de la línea de montaje. Una vez conocido el nivel de riesgo, se establecerían las medidas de actuación y los cambios o mejoras si fueran necesarios. Por otra parte, la evaluación facilitaba la planificación de las rotaciones en los distintos puestos, aspecto relevante en la reducción del riesgo de aparición de TME.

La muestra de los citados puestos se completó con 2 puestos de trabajo claramente repetitivo, en concreto de empaquetado de suturas quirúrgicas.

Las principales características generales de los citados puestos de trabajo son las siguientes:

- Tiempos de ciclo corto, entre 30 y 34 segundos.
- La jornada laboral de trabajo repetitivo es de 430 minutos y estando programadas varias pausas. No obstante, ciertas horas no disponen de un tiempo de descanso suficiente de al menos 10 min, resultando un total de tres 3 horas sin recuperar en todos los casos (ver apartado 2.3.5).
- En el 18 % de los puestos de trabajo las tareas se llevan a cabo en posición de sentado.
- En el 7% de los puestos se manipulan cargas, esto es, superiores a 3 kg.
- Todos ellos pueden ser desempeñados de manera indistinta por hombres o mujeres.

En la siguiente figura (Fig. 8.1) se incluye un puesto de trabajo ejemplo de los estudiados.



Fig. 8.1. Ejemplo de puestos de trabajo evaluados, de pie y sentado.

A continuación se indican algunas de las características particulares de los puestos de trabajo evaluados.

Del conjunto de puestos capturados, un 25% fueron realizados por mujeres y un 75% por hombres.

A efectos de valoración con el modelo humano digital del método FORCES, en todos los casos se han tomado los datos antropométricos del trabajador participante, estatura y dimensiones de brazos.

La variable estatura en nuestra muestra, presenta una media de 169 cm., con un valor mínimo de 159 cm. y un máximo de 181 cm. Por otra parte, en la Tabla 8.1, se recoge una interesante comparación de la distribución de la estatura de la muestra participante en el presente estudio, con los percentiles antropométricos de población española publicados por el INSHT en 2001 (30)

Estatura (P. Española)	Hombre	Mujer	Estatura Muestra	Hombre	Mujer
P05	158.3	149	<P05	2%	0%
P50	169.8	159.6	≥P05-<P50	33%	20%
P95	182	170.1	≥P50-<P95	64%	67%
			>P95	0%	13%

Tabla 8.1. Percentiles Antropométricos de la estatura en cm. para población española. INSHT (2001) y distribución de la muestra según sexo y estatura.

En la referida tabla, se observa que el mayor porcentaje de individuos pertenece al intervalo [≥P50 y <P95] encontrándose dentro de este intervalo el 64% de hombres y el 67% de las mujeres. Por otra parte, solamente 13% de las mujeres y ningún hombre, pertenecen al percentil 95 o superior (≥P95) (Tabla 8.1).

Otro dato que se recoge del trabajador es el nivel de actividad física que realiza de forma habitual, clasificándose en: 0 = Inactivo, 1 = Inactivo Moderado, 2 = Activo Moderado, 3 = Activo , según Physical Activity Index (296, 297).

8.2 EVALUADORES.

Para llevar a cabo la recogida de datos, se contó con dos técnicos de prevención de riesgos laborales (PRL) del grupo IDErgo de la Universidad de Zaragoza, con experiencia y formación en Ergonomía. Estos realizaron el trabajo de campo apoyados por los técnicos del Servicio de Prevención propio de la empresa. Posteriormente, se llevó a cabo el procesado de los datos resultante de la captura de movimiento en las dependencias de la UZ para completar el procedimiento de aplicación del método FORCES. El análisis de los resultados, tanto de la aplicación del citado método, como de los otros métodos considerados, REBA y OCRA, fue realizada por el doctorando, participando en algunas de las capturas en campo y que posee formación como técnico en PRL, incluida la especialidad de ergonomía.

8.3 EXPOSICIÓN EVALUADA.

Se ha evaluado el riesgo de TME por trabajo repetitivo, que caracteriza a los puestos de trabajo considerados. Contemplando los factores de riesgo que participan en este tipo de tareas: repetitividad, esfuerzos, posturas y movimientos, duración del trabajo y tiempo de recuperación así como posibles factores adicionales (ver apartado 2.3.5).

Asimismo se ha estudiado el riesgo por posturas estáticas, ya que algunas partes del cuerpo pueden mantenerse estáticas mientras otras realizan movimientos repetidos. La manipulación manual de cargas en aquellos puestos donde se realiza también ha sido valorada.

8.4 TRABAJO DE CAMPO.

Para recolectar los datos de los puestos de trabajo, se realizaron varias visitas a la empresa, en ellas, los técnicos del Servicio de Prevención de la empresa programaron los puestos a analizar, unos 5 aproximadamente por sesión.

Ya en la planta, el equipo conjunto de técnicos universidad/empresa llevó a cabo una observación detallada de las tareas del puesto, la recogida de la información disponible del mismo y finalmente, la captura de movimiento al trabajador haciendo uso del sistema MH-Sensors (ver apartado 7.6).

8.4.1 OBSERVACIÓN DEL PUESTO DE TRABAJO Y RECOGIDA DE DATOS.

A efectos de una valoración ergonómica como la que nos ocupa es importante recopilar un conjunto de datos relativos al puesto de trabajo, y una observación de la actividad desarrollada por el trabajador. Todo ello nos facilitará planificar adecuadamente la captura de movimiento a lo largo del ciclo de trabajo.

Al Departamento de Prevención se le solicitan datos relativos al tiempo de ciclo - marcado por el ritmo de la cadena de producción que puede variar según el tipo de modelo de producto a montar – esfuerzos singulares que requiere o pesos de las cargas manipuladas, si las hubiese, sexo y antropometría de los trabajadores involucrados en el mismo durante los distintos turnos y, si lo hubiera, información de problemas de salud detectados en ese puesto o con algún trabajador concreto. Esto último respetando la necesaria confidencialidad de no informar sobre datos personales.

Importante recabar cierta información del propio trabajador, en relación a la actividad que desarrolla en ese puesto y en otros durante la jornada, a su juicio qué acción o acciones requieren mayor esfuerzo, atención o precisión en cada ciclo de trabajo, y si alguna acción la realiza de forma esporádica o cada número de terminado de ciclos. Respecto al punto de esfuerzo, y de cara a poder recabar información del “esfuerzo percibido” por el propio trabajador, se le pregunta explícitamente: “¿cómo es el esfuerzo le parece realiza al llevar a cabo cada una de las acciones de la tarea?”, en una escala del 1 al 5, desde “muy muy débil” hasta “muy duro o presado”. Esto último es necesario con el fin de aplicar la escala de Borg CR-10, para estimar el factor “fuerza” en el método OCRA.

A efectos del método FORCES, se toman datos de la altura del trabajador y se procede a medir las fuerzas o pares requeridos para realizar ciertas tareas por medio de un equipo de dinamometría, incorporando los accesorios necesarios en cada caso (Fig. 8.2). Dichos valores se corresponderán con las fuerzas externas (tracción, compresión y/o rotación) que requiere realizar el trabajador.

Recopilados todos estos datos ya será posible planificar la captura de movimiento que será la siguiente etapa de trabajo.



Fig. 8.2. Dinamómetro digital y torquímetro. Accesorios útiles en campo.

8.4.2 CAPTURA DE MOVIMIENTO DEL TRABAJADOR (SISTEMA MH-SENSORS).

Realizar la captura de movimiento del trabajador, nos va a permitir conocer todos los aspectos biomecánicos de la tarea y también aplicar los métodos ergonómicos de una manera más rápida y precisa.

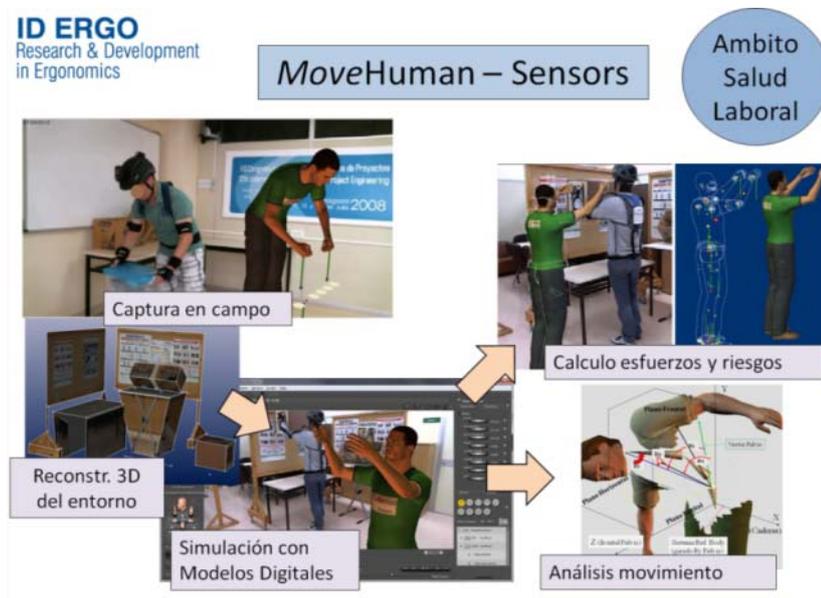


Fig. 8.3. Sistema de captura del movimiento MH-Sensors.

El equipo utilizado para la captura de movimiento ha sido MH-Sensors (ID Ergo UZ) (Fig. 8.3) basado en sensores inerciales, ya descrito anteriormente (ver apartado 7.6). El sistema captura el movimiento y filma simultáneamente la actividad del trabajador, desde un plano general y también con una cámara ubicada sobre un casco ligero que lleva el trabajador. Ésta cámara, colocada con una inclinación idónea, permite disponer de una visión de las tareas que realiza el trabajador con las manos y de cómo las lleva a cabo (por ejemplo, el tipo de agarre que utiliza a la hora de manipular objetos), información que ha sido importante de cara a la aplicación de los métodos (Fig. 8.4).



Fig. 8.4. Filmación con cámara web HD. Visualización desde cámara panorámica fijada al casco.

Previo a la colocación de los sensores se informa al trabajador sobre el objeto de la medición, que no es llevar a cabo un estudio de tiempo, por ello se le insiste que realice los movimientos sin precipitación y aplicando el método normalizado y especialmente con la necesaria tranquilidad porque se tomarán varios ciclos de trabajo, y si se precisara, se podrá repetir la toma. Todo ello para tranquilizar al trabajador e informarle que la finalidad es estudiar los aspectos de ergonomía y evitar

posibles molestias a medio o largo plazo. Si ya sintiera molestias debería informar con prontitud a los servicios de prevención o vigilancia de la salud.

La ubicación de los sensores se hará siguiendo las pautas del manual de procedimiento del sistema, así como la puesta en operación de toda la instrumentación necesaria, sensores, cámaras, y computador portátil. Para este estudio se ha utilizado una configuración de **nueve sensores**, todos ellos ubicados en la parte superior del cuerpo: Cabeza, Tórax, Pelvis y Brazo, Muñeca, Mano del lado derecho y del izquierdo. Para realizar la sujeción del equipo se emplea un sistema elástico sobre la ropa de trabajo, y la unidad de comunicación va colocada en una pequeña mochila en la espalda (Fig. 8.5). No se utilizan sensores en la parte inferior del cuerpo, por no considerarse necesarios en la valoración a realizar.

Previamente al inicio de la captura, se procede a la calibración de la postura inicial. Para ello el trabajador adopta una posición predefinida, bien de pie o sentado, que consiste en colocarse erguido, con la cabeza y brazos colocados en posición neutra. El operador del sistema deberá cerciorarse que la posición neutra es la correcta, puesto que los ángulos de flexión de los distintos segmentos corporales capturados se calcularán respecto a esa posición inicial. Cuando el trabajador adopta esa posición, se ejecuta una función en la aplicación que calibra el modelo humano con la posición actual de los sensores, que es instantánea (función denominada "fitbody"), y a partir de ese momento podrá iniciar su actividad normal.

Para evitar problemas de posible interrupción de la línea, que hay que evitar necesariamente, mientras se le explica al trabajador el objeto de la prueba y se le coloca los sensores, que puede llevar unos 5 a 8 minutos (puede incrementarse según la información que se le solicita antes referida), otro compañero le releva en la línea de producción. Cuando ha entendido todos los extremos de la captura, especialmente la postura inicial que debemos observar que la comprende y repite correctamente, puede ya sustituir a su compañero. En ese momento, tiene que adoptar la citada postura neutra, se activa la función de calibración ("fitbody"), seguidamente hace una leve pero rápida inclinación de cabeza y ya puede comenzar. Esa inclinación de cabeza será útil para sincronizar la 2 o 3 cámara móviles que puede llevar el sistema; la cámara webcam conectada al ordenador portátil se sincroniza automáticamente con la captura de movimiento.

Normalmente se tomará al menos dos ciclos completos de trabajo consecutivos. El sistema está diseñado para llevar a cabo una captura en tiempo real, ello permite que el operado pueda ir visualizando el movimiento del modelo humano o avatar durante la toma; si observara que los movimientos registrados no son correctos, quizás por una posición inicial no idónea (cabeza no neutra), u otra incidencia puede cortar la grabación. En ese caso basta esperar al siguiente ciclo de trabajo, el trabajador se detiene el instante necesario para adoptar la postura neutra inicial, y se inicia una nueva grabación. En suma la operativa de trabajo en campo es ágil y se puede realizar unos 3 puestos por hora. Ese ritmo puede ser superior si un mismo trabajador, sin quitarse la instrumentación de los sensores, realiza varios puestos de trabajo. Esta situación ha sido relativamente frecuente porque en las líneas de montaje suele haber trabajadores "relevadores" con experiencia en varios puestos de trabajo.

Todo el proceso descrito ha sido llevado a cabo en presencia de técnicos de prevención de la empresa así como de delegados de prevención. Todo ello es interesante para integrar esta actividad de toma de datos in-situ en las actividades normales de prevención de riesgos en el área de ergonomía, e involucrar a los propios trabajadores en acciones de mejora en esta área.



Fig. 8.5. Trabajador con el Sistema MH Sensors (9 sensores) en el puesto de trabajo.

Como resultado de las distintas capturas realizadas en campo obtendremos distintos ficheros: datos del puesto de trabajo – datos antropométricos incluidos - vídeos y el fichero del movimiento capturado. Una o varias capturas realizadas de un mismo puesto de trabajo se guardarán en su carpeta correspondiente, identificada con el código de dicho puesto.

8.5 POST-PROCESADO DE LOS DATOS.

Concluida la actividad de captura de datos en campo, en nuestro caso en la planta de montaje, se pasa a la fase de post procesado de datos. Para ello se realizan las acciones descritas a continuación.

Se activa la aplicación Poser 8 o Poser 2014 (292). Dicha aplicación se trata de un software de animación 3D de propósito general que dispone de un entorno de desarrollo en lenguaje Python(307), y que permite implementar funcionalidades adicionales al software estándar. Dicho entorno incluye funciones avanzadas para el desarrollo de modelos humanos digitales.

Fruto de un desarrollo del grupo IDergo (UZ) se dispone de funciones y utilidades específicas sobre la citada aplicación 3D, para llevar a cabo un **análisis ergonómico** con modelos humanos digitales modificados a dimensiones morfológicas normalizadas (30, 298).

Activada la citada aplicación de animación 3D, se selecciona la carpeta que incluye la/s captura/s de un puesto, y se procede a importar el fichero de movimiento deseado. Como resultado obtendremos un personaje de hombre o mujer que tiene la talla y características antropométricas del trabajador, y que reproduce el movimiento capturado.

Seguidamente se visualiza el movimiento del modelo virtual y de fondo, el video filmado en campo oportunamente sincronizado. Podemos intercambiar los vídeos de fondo, si se ha filmado con cámaras externas (Fig. 8.6).



Fig. 8.6. Visualización del Movimiento, sincronizado con los videos (cámara externa y cámara en casco).

Desde la aplicación podremos acceder a funciones que facilitan el análisis ergonómico y biomecánico de movimiento registrado. A efectos de evaluación ergonómica general del puesto, puede ser interesante la posibilidad de modificar el sexo y la talla del modelo virtual, seleccionando entre distintos percentiles de hombre o mujer normalizados. Para nuestro estudio hemos utilizado en todos los puestos datos antropométricos del trabajador real que realizaba la actividad en el momento de la captura.

Finalmente, se exporta el movimiento del modelo 3D seleccionado, para realizar la evaluación ergonómica haciendo uso de módulos específicos implementados sobre Excel, tal como se describe en el siguiente punto.

8.6 APLICACIÓN DE LOS MÉTODOS DE EVALUACIÓN ERGONÓMICA.

A continuación se describe el procedimiento utilizado para la realizar la valoración aplicando cada uno de los métodos de evaluación ergonómica considerados en esta tesis. En todos los casos el punto de partida ha sido la información resultante de los parámetros de movimiento exportados desde la aplicación antes citada (fichero de movimiento), en un formato que puede ser leído (importado) en hojas Excel específicamente diseñadas para cada método, OCRA, REBA o FORCES.

Dicho fichero de movimiento contiene una línea para cada postura capturada y procesada (25 post/seg), y cada línea los datos de movimiento de cada segmento corporal, básicamente rotaciones y traslaciones. La interpretación de las rotaciones (ángulos de Euler) (293, 308) se puede consultar en (apartado 7.10.1).

8.6.1 MÉTODO OCRA.

Como ya se ha comentado anteriormente, este método analiza el riesgo de lesiones por manipulación de cargas ligeras a alta frecuencia (6, 283). Para ello es preciso contabilizar las *acciones técnicas*, que son las acciones manuales elementales necesarias para completar las operaciones dentro del ciclo de trabajo. Dichas acciones técnicas se describen observando detenidamente los movimientos del trabajador. Además se valoran una serie de factores de riesgo:

- La repetitividad, relacionada con la duración del ciclo y las tareas que se repiten dentro del ciclo.
- La fuerza precisa para desarrollar las acciones técnicas, habitualmente a través de escala de esfuerzo percibido de Borg CR-10 (86).
- Las posturas forzadas del codo, la muñeca y la mano, ésta última por el tipo de agarre. No se puede aplicar a otras zonas del cuerpo como el cuello, la espalda o las extremidades inferiores.

- El tiempo de recuperación: considerando los periodos de descanso durante la jornada, y las horas sin descanso suficiente.
- La duración del trabajo repetitivo en la jornada de trabajo.
- Factores adicionales como, por ejemplo, vibración, condiciones ambientales, factores individuales, etc.

OCRA fue ideado como un método observacional, consecuentemente, para facilitar su aplicación al conjunto de puestos de trabajo, se ha utilizado la aplicación desarrollada por IDergo (UZ) que permite la definición asistida de las “acciones técnicas” así como la introducción del resto de información que requiere la aplicación de este método.

Primeramente, se importa el movimiento del trabajador en la aplicación desarrollada sobre MS Excel (MH Sensors/OCRA), de esta forma, el factor postura puede ser calculado de forma automática. El resto de los datos necesarios son introducidos como se describe a continuación.

Las acciones técnicas son creadas a partir del visionado de los videos que quedan integrados y sincronizados en la misma aplicación. Cuando se da de alta una nueva acción técnica, se introduce también el nivel de la fuerza necesaria para su realización según la escala de Borg. El tiempo de duración de cada una de ellas se contabiliza según el número de “frames” de la misma (25 por seg.). En la pantalla principal es posible además seleccionar el tipo de agarre y la presencia o no de factores adicionales para cada acción técnica (Fig. 8.7). Todo el proceso descrito se realiza para el lado derecho y para el izquierdo.

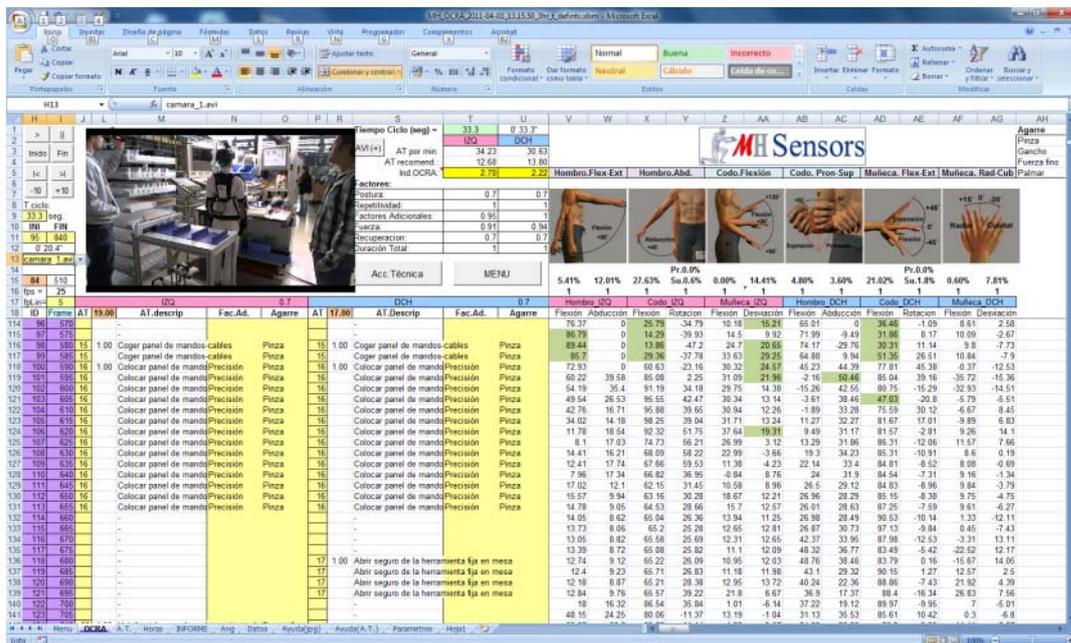


Fig. 8.7. Pantalla principal aplicación método OCRA. (MH Sensors).

La ventana de acciones técnicas se complementa con la siguiente (Fig. 8.8) donde se puede introducir, para cada acción, datos relativos a la fuerza, si procede, y si se trata de una acción técnica especial.

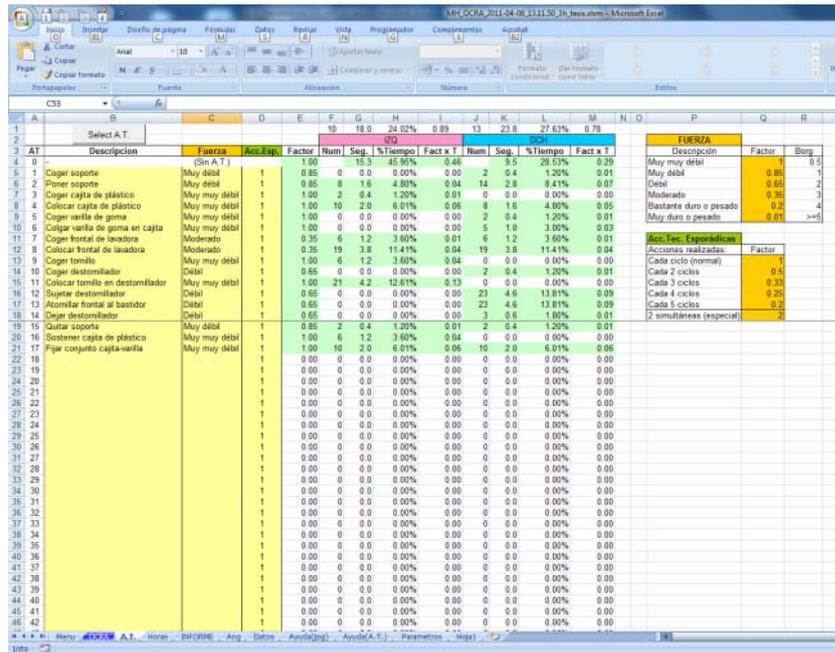


Fig. 8.8. Pantalla Acciones técnicas/ fuerza

Se dispone de una ventana donde se puede introducir los datos relativos al horario real de la jornada de trabajo repetitivo y los descansos, a partir de los cuales la aplicación puede calcular el número de horas las horas de trabajo sin el tiempo de recuperación necesario. Todo ello dará lugar a obtener un valor para el factor de duración y para el factor de recuperación (Fig. 8.9).

A	B	C	D	E	F	G
1	Dur. Total:	430 min	Sin Recup.			
2	Otras tareas:	0 min	3 Hrs.		F.Recup. =	0.7
3	Esta tarea:	430 min				
4	Hora	Trabajo(min)	Descanso	Hr sin Rec		Hr.Sin.Rec. Factor.Rec.
5	0:00	0	60		0	1
6	1:00		60		1	0.9
7	2:00	0	60		2	0.8
8	3:00	0	60		3	0.7
9	4:00	0	60		4	0.6
10	5:00	0	60		5	0.45
11	6:00	60	0	1	6	0.25
12	7:00	50	10		7	0.1
13	8:00	60	0	1	8	0
14	9:00	50	10			
15	10:00	40	20		F.Dur. =	1
16	11:00	60	0	1		
17	12:00	50	10		Duración	Factor.Dur.
18	13:00	60	60		< 120 min	2
19	14:00	0	60		120 - 239	1.5
20	15:00	0	60		240- 480	1
21	16:00	0	60		> 480 min	0.5
22	17:00	0	60			
23	18:00	0	60			
24	19:00	0	60			
25	20:00	0	60			
26	21:00	0	60			
27	22:00	0	60			
28	23:00	0	60			

Fig. 8.9. Pantallas Acciones técnicas/ fuerza y Duración trabajo repetitivo/ recuperación

El nivel de riesgo se evalúa en referencia al Índice OCRA, con ello es posible calcular la exposición a movimientos repetitivos de los miembros superiores. El índice OCRA se obtiene por la relación del número de acciones técnicas previsible necesarias para realizar la tarea, dividido por las acciones técnicas recomendadas, todo ello por minuto y tanto para el brazo derecho como para el izquierdo.

El sistema emite un informe en el que se incluyen las acciones técnicas por minuto y las recomendadas, el cálculo de cada uno de los factores, el Índice OCRA y la evaluación del riesgo.

Una vez obtenido el valor el índice de OCRA, consideramos el riesgo de aparición de TME de las extremidades superiores relacionados con el trabajo según las siguientes zonas de riesgo (verde,

amarillo, rojo) que se corresponden con tres niveles de riesgo: aceptable, aceptable condicionalmente o inaceptable (Fig. 8.10) (90).

El nivel rojo, asociado con un riesgo definido o presente, a partir de la actualización del método del año 2007 (283) se divide en tres subniveles: leve, medio y alto, esto se ha calculado según la estimación de la Prevalencia (PA) de TME de la Población expuesta (confirmada por la Odds Ratio calculada sobre bases de datos disponibles) según esté entre 2-3 veces, entre 3-6 veces y más de 6 veces la prevalencia estimada en la población de referencia (Fig. 8.10). Estos niveles se tendrán en consideración a la hora de establecer la comparación con el método FORCES.

Como consecuencia de la evaluación del riesgo, se deben plantear actuaciones preventivas. Si estamos en la zona verde, no se requiere ninguna acción; en la zona amarilla, debe estudiarse el riesgo más a fondo, y en la zona roja se requiere realizar alguna acción para reducir el riesgo.

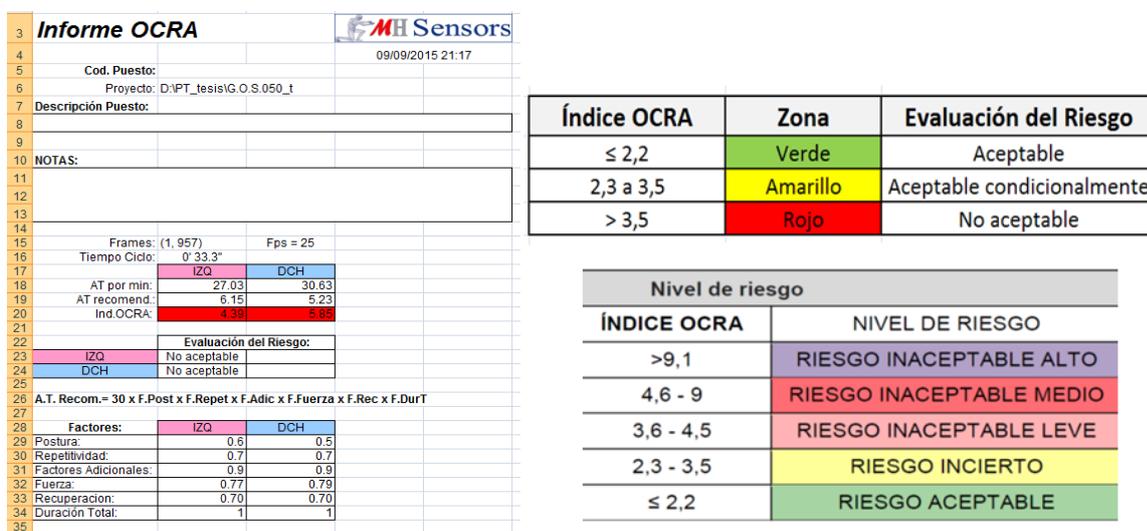


Fig. 8.10. Informe OCRA generado por MH Sensors y Niveles de riesgo método OCRA. Tomados de UNE 1005-5 y Occhipinti y Colombini (2007).

8.6.2 MÉTODO REBA.

El método REBA (7) permite estimar el riesgo de padecer TME relacionados con el trabajo basándose el análisis de las posturas adoptadas por los miembros superiores del cuerpo (brazo, antebrazo, muñeca), del tronco, del cuello y de las piernas. Además, define la carga o fuerza manejada, el tipo de agarre o el tipo de actividad muscular desarrollada por el trabajador. Evalúa tanto posturas estáticas como dinámicas, e incorpora la posibilidad de señalar la existencia de cambios bruscos de postura o posturas inestables.

Se trata de un método ergonómico observacional muy ampliamente utilizado, que valora una única postura, y no proporciona una valoración global del puesto. Por todo ello y para facilitar su aplicación, se ha desarrollado en la UZ una aplicación sobre MS Excel. Dicha aplicación permite realizar el cálculo postural REBA para el total de posturas capturadas (25 por seg.) a lo largo de la duración del ciclo de trabajo. Este proceso es automático a partir de introducir ciertos datos generales del puesto como después se expondrá.

Los datos generales a introducir, que se definirán a partir del visionado de los videos, los cuales están sincronizados con el movimiento desde el propio entorno Excel, son los siguientes:

- Si el trabajador permanece sentado.
- Los intervalos de tiempo que tiene una posición de piernas inestables.

- Instantes donde la posición del brazo, izquierdo o derecho, está apoyado o a favor de la gravedad.
- Instantes (frames) donde el trabajador manipula objetos con peso. En esos casos hay que introducir los Kgs, si la manipulación es brusca, así como el tipo de agarre.
- Finalmente, a nivel general de la actividad que desarrolla el trabajador, hay que valorar:
 - Si la actividad del puesto es estática: una o más partes del cuerpo permanecen sostenidas durante más de 1 minuto.
 - Si se producen movimientos repetitivos: repeticiones más de cuatro veces por minuto (no se incluye el caminar).
 - Valorar si hay cambios posturales importantes o bien si frecuentemente las posturas son inestables.

Estos parámetros van siempre relacionados con el intervalo de tiempo en que se producen y, para ello, se indica el “frame” inicial (en que comienza) y el final (cuando termina) cada uno de ellos.

Se obtiene la valoración numérica de cada postura, (25 posturas/seg), para el lado derecho y para el izquierdo, y además un código de colores informa del nivel de riesgo. El sistema permite consultar cada una de ellas observando el video de forma simultánea para comprobar cuáles son las situaciones con mayor riesgo postural durante la tarea (Fig. 8.11).

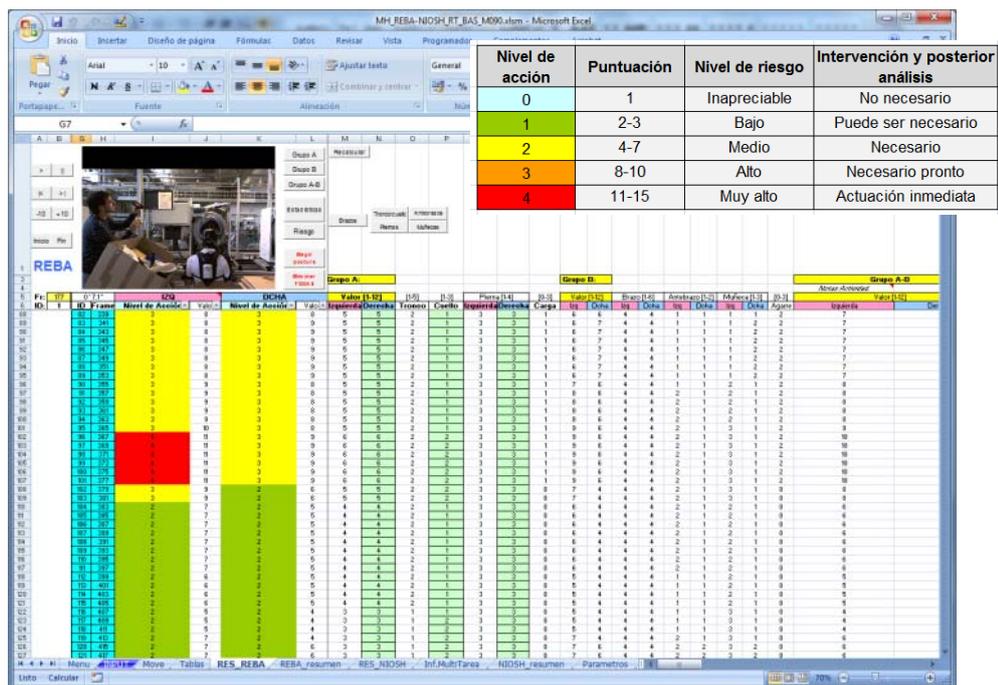


Fig. 8.11. Aplicación de MH Sensors/REBA: valoración de posturas, numérica y con código de color.

A partir de estos resultados se calculan una serie de estadísticas, tanto de la puntuación global como de la valoración por cada uno de los segmentos corporales, que se presentan como distribución de frecuencias (Fig. 8.12). Todo ello nos permitirá disponer de una información puntual de cada una de las posturas, así como del nivel global de riesgo de carga postural, que amplifica las posibilidades del propio método, tal como se ideó inicialmente.

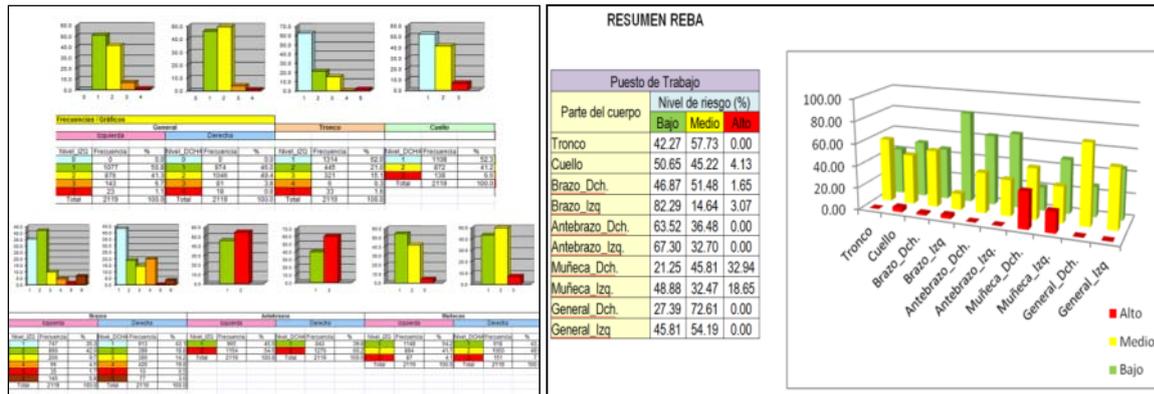


Fig. 8.12. Método REBA estadísticas. Resumen de resultados.

8.6.3 MÉTODO FORCES.

FORCES es un método de medición directa, que obtiene los movimientos o posturas del trabajador a partir de un sistema de captura del movimiento MH-Sensors (2) basado en sensores inerciales que se aplica en el propio puesto de trabajo. El movimiento es trasladado a un modelo biomécanico cuya antropometría se ajusta al trabajador. Adicionalmente se requerirá introducir ciertos datos particulares del puesto y, en los casos que se requiera, los valores de las fuerzas externas que realiza, pesos que manipula y/u otros acciones como empujar o tirar.

Incorpora un motor de cálculo de esfuerzos en las articulaciones, capaz de obtener un riesgo asociado a cada articulación a lo largo del tiempo de ciclo de la tarea analizada. Dicho riesgo es estimado en base al conjunto de “instantes de riesgo” que detecta, los cuales son asociados a cambios de rotación o giro de las articulaciones. En esos instantes, se determina el valor de ciertos factores de riesgo, como la magnitud del ángulo o la fuerza implicada, que provocará un riesgo por minuto en las articulaciones analizadas.

A continuación se recoge el proceso llevado a cabo para la aplicación del citado método en los distintos puestos de trabajo analizados.

Desde la aplicación de animación 3D ya indicada (292), que incluye las funciones implementadas para la aplicación de este método, y previo a lanzar el proceso de cálculo de esfuerzos, es necesario seleccionar el intervalo de tiempo del ciclo de trabajo que se desea procesar e introducir ciertos datos específicos del puesto anotados en campo:

- **Instantes de inicio y final** del tiempo de ciclo a procesar. Normalmente se inicia la captura antes del comienzo de un ciclo de trabajo y puede abarcar más de un ciclo. Observando la captura, el operador podrá elegir el ciclo de trabajo a estudiar, en general aquel cuya captura haya sido correcta y sin incidencias.
- **Tiempo de ciclo.** Es un aspecto relevante a efectos del cálculo del riesgo por minuto. Normalmente el tiempo seleccionado en el punto anterior (fotograma inicial y final) no corresponde con el tiempo de ciclo derivado del ritmo de la cadena productiva (tiempo de ciclo concedido) ya que éste incluye ciertos coeficientes de descanso. Por ejemplo, durante la filmación el trabajador puede ejecutar las tareas en un tiempo de 40 seg, pero el tiempo que dispone puede ser de 50 seg, resultado lógico fruto de la holgura prevista. En consecuencia, conviene introducir, como tiempo de ciclo, el tiempo de la cadena anotado en planta, en otro caso obtendríamos un riesgo superior al real, ya que el riesgo por minuto se calcula dividiendo por el tiempo de ciclo aquí introducido.

- **Nivel de actividad física** habitual del trabajador. Puede variar desde una situación de inactividad (valor 0) a muy activa (valor 3). Por defecto es 1, actividad normal de producción. Este nivel afectará a las fuerzas máximas que tomará el sistema como referencia. Si introducimos "0", los niveles máximos serán inferiores en comparación a un valor "3" que considerará trabajadores especialmente entrenados.
- **Factores adicionales** que puedan darse en el trabajo, como por ejemplo, vibraciones o precisión y que nos es necesario especificarlos, solamente indicar en qué momento/s del ciclo están presentes.
- **Tipo de agarre** que se realiza con las manos al manipular objetos (sin agarre, pinza, gancho, de fuerza o palmar). El operador deberá identificar los intervalos de tiempo cuando trabajador manipula objetos con la mano derecha y/o izquierda y el tipo de agarre en cada caso.
- **Fuerzas externas** ejercidas con las manos y la dirección y sentido de las mismas. Dichas fuerzas pueden ser pesos (verticales en el sentido de la gravedad), lineales (empujar o tirar) o bien par-fuerza o momento que implique giro de la muñeca, pronación y/o supinación del antebrazo (p.e, atornillar manualmente). Como en el caso anterior, el operador deberá identificar los instantes que el trabajador realiza dichos esfuerzos y la/s mano/s implicada/s.
- Posibles **apoyos**. Identificar los momentos que una o ambas manos están apoyadas, o bien el operario no está en bipedestación (algún pie en suspensión), será importante a efectos del cálculo de esfuerzos al influir en el equilibrio general del cuerpo. En el caso de estar sentado también deberá ser explícitamente indicado, en este último caso podrá estar sentado o semisentado.

A la vista de los datos introducidos, se observa que se trata de información de datos concretos y objetivos, no dependientes de la subjetividad del evaluador, aspecto que se ha cuidado en el diseño del método.

Introducida la información indicada, se lanzará el proceso de cálculo y como resultado se obtendrá ciertos ficheros que posteriormente podrá ser importados desde la hoja de cálculo implementada del método FORCES.

Como resultado del proceso de cálculo descrito se obtendrá diferentes niveles de riesgo para las articulaciones analizadas. Dicho nivel de riesgo se determina como porcentaje del riesgo alcanzado en una articulación respecto al máximo por minuto en cada articulación, según la siguiente figura (Fig. 8.13) (ver capítulo 7):

% Riesgo del Máximo	Nivel Riesgo	Evaluación Riesgo
<=10	0	Aceptable
10-15	1	
15 - 25	2	Condicional
25 - 45	3	
> 45	4	No aceptable

Fig. 8.13. Niveles de riesgo método FORCES

Los % de Riesgo obtenidos se ajustan finalmente con ciertos coeficientes que tienen en cuenta las horas sin recuperar y los factores adicionales (vibraciones, condiciones ambientales o precisión), similares al método OCRA, obteniendo un valor de % de Riesgo para cada una de las articulaciones (lumbar, cervical, hombros, codos y carpos). Un ejemplo del resultado se recoge a continuación (Fig. 8.14).

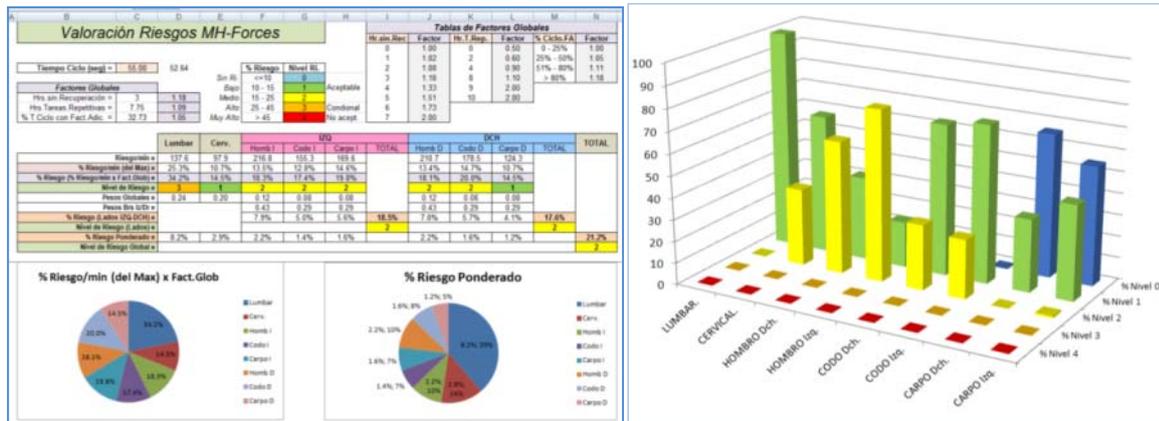


Fig. 8.14. Valoración resultante del método FORCES.

8.7 BASE DE DATOS.

Como resultado de la aplicación de los métodos ergonómicos referidos (OCRA, REBA y FORCES), en el conjunto de puestos de trabajo analizados en esta tesis, se ha generado una base de datos la cual se ha procesado en una hoja de cálculo MS-Excel diseñada al efecto (Tabla 8.2 y Tabla 8.3). Posteriormente ha sido exportada al programa SPSS para su tratamiento estadístico. En la referida base de datos se han identificado las siguientes variables:

1. Datos generales del PT:

- ID_PT. Código del puesto de trabajo (PT).
- PT. Nombre del PT.
- Empresa a la que pertenece.
- Turnos. Mañana o tarde.
- Horario de trabajo, del turno correspondiente.

2. Datos de la tarea:

- Postura de trabajo. sentado/de pie.
- Cargas. Manipulación de cargas (si/no).
- Fotograma inicial y final, correspondiente al tiempo de ciclo estudiado.

3. Datos operario:

- Sexo.
- Estatura. Altura del trabajador en cm.
- Actividad física. (0 = Inactivo, 1 = Inactivo moderado, 2 = Activo moderado, 3 = Activo).

4. Datos de trabajo repetitivo:

- T_ciclo. Tiempo de ciclo.
- Hr_no_Rec. Horas sin recuperar. Calculado a partir de los tiempos de descanso durante la jornada. Se han considerado 3 horas en todos los casos.
- Dur_TR. Duración de actividad repetitiva. Se ha considerado el caso más desfavorable de toda la jornada laboral.

5. Método OCRA:

- O_F_rec. Factor de Recuperación.
- O_F_Dur. Factor de Duración:
- O_F_Post_Dr & O_F.Post_Iz. Factor postura para la extremidad superior derecha e izquierda.
- O_F_Rep_Dr & O_F_Rep_Iz. Factor repetitividad, para la extremidad derecha e izquierda.
- O_F_Fza_Dr & O_F_Fza_Iz: Factor fuerza para las extremidades.
- O_FA_Dr & O_FA_Iz. Factores adicionales.
- In_OCRA_Dr. & In_OCRA_Iz. Índice OCRA resultante para cada extremidad (cuantitativa).
- OCRA_Dr_Dico. & OCRA_Iz_Dico Índice OCRA resultante para cada extremidad (dicotómica).

6. Método FORCES (para OCRA):

- F_F_Rec. Factor recuperación: Factor Trabajo repetitivo: F.TR.
- F_FA . Factores adicionales.
- F_Lumbar%. Riesgo Lumbar en %.
- F_Cervic%. Riesgo Cervical %.
- F_Homb_Dr% & F_Homb_Iz%: Riesgo del Hombro derecho e izquierdo en %.
- F_Codo_Dr% & F_Codo_Iz%. Riesgo del Codo derecho e izquierdo en %.
- F_Carpo_Dr% & F_Carpo_Iz%. Riesgo del Carpo derecho e izquierdo en %.
- F_Brazo_Iz% & F_Brazo_Dr%: Riesgo del Brazo completo: derecho e izquierdo en % (cuantitativa)
- FORCES_BrDr_Dico & FORCES_BrIz_Dico. Riesgo del Brazo completo: derecho e izquierdo (dicotómica).

7. Método FORCES (para REBA). Valoración sólo postural sin considerar otros factores.

- F_Lumbar[R]. Riesgo Lumbar.
- F_Cervical[R]. Riesgo Cervical.
- F_Homb_Dr[R] & F_Homb_Iz[R]. Riesgo del Hombro derecho e izquierdo.
- F_Codo_Dr[R] & F_Codo_Iz[R]. Riesgo del Codo derecho e izquierdo.
- F_Carpo_Dr[R] & F_Carpo_Iz[R] Riesgo del Carpo derecho e izquierdo.

8. Método REBA (valoración ponderada en %).

- R_Tronco. Riesgo Lumbar.
- R_Cuello. Riesgo Cervical.
- B_Brazo_Dr & B_Brazo_Iz: Riesgo del Hombro derecho e izquierdo.

198 Método de Evaluación Ergonómica. 2015.

ID_PT	Estad.	Sentado/Depie	Cargas	O_T_ciclo	O_H_no_Rec	O_Dur_TR	O_F_rec	O_F_Dur	O_F_PosLz	O_F_Rep_Lz	O_FA_Lz	O_F_Fza_Lz	O_F_PosDr	O_F_Rep_Dr	O_FA_Dr	O_F_Fza_Dr	In_OCRA_Lz	In_OCRA_Dr	F_F_Rec	F_F_TR	F_FA	F_Lumbar %	F_Cervic %	F_Homb_Lz %	F_Codo_Lz %	
3	1	163	1	2	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	0.70	1.00	0.95	0.81	1.00	1.00	1.00	0.88	0.94	0.68	1.21	1.07	1.00	15.70	19.74	11.27	8.11
4	2	181	1	6.4	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	0.70	1.00	0.95	0.80	0.60	1.00	0.90	0.75	1.77	2.54	1.21	1.07	1.11	10.10	17.68	14.96	14.74
5	3	169	1	0	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	0.70	1.00	0.95	0.88	0.60	1.00	1.00	0.94	2.46	2.28	1.21	1.07	1.05	16.14	19.36	18.14	17.78
6	4	181	1	0	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	0.70	1.00	1.00	0.83	0.60	1.00	0.90	0.86	1.77	1.67	1.21	1.07	1.11	9.19	16.38	14.46	12.13
7	5	181	1	0	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	0.60	0.70	0.90	0.75	0.60	1.00	1.00	0.81	1.77	2.12	1.21	1.07	1.00	9.10	10.02	16.13	13.32
8	6	170	1	2.7	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	0.60	0.70	0.90	0.77	0.50	0.70	0.90	0.79	4.39	5.85	1.21	1.07	1.11	37.42	19.42	22.76	20.82
9	7	170	1	2.7	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	0.70	1.00	1.00	0.85	0.70	1.00	1.00	0.77	3.77	3.98	1.21	1.07	1.00	36.53	26.12	30.91	26.64
10	8	170	1	2.7	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	0.70	1.00	0.95	0.89	0.60	1.00	1.00	0.71	2.64	2.82	1.21	1.07	1.00	30.20	18.19	19.72	19.34
11	9	165	1	1	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	1.00	1.00	1.00	0.94	0.70	1.00	0.95	0.78	1.73	2.48	1.21	1.07	1.05	33.62	20.76	16.15	15.91
12	10	170	1	0	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	1.00	1.00	1.00	0.97	0.70	1.00	0.95	0.94	0.73	1.23	1.21	1.07	1.05	9.09	11.17	9.86	8.00
13	11	167	1	0	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	0.70	1.00	1.00	1.00	0.70	1.00	1.00	0.96	0.71	1.91	1.21	1.07	1.00	16.21	14.53	9.00	10.57
14	12	175	1	0	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	0.70	1.00	0.95	0.91	0.70	1.00	1.00	0.87	0.74	1.13	1.21	1.07	1.00	9.59	14.21	13.64	18.25
15	13	167	1	0	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	1.00	1.00	1.00	0.92	0.70	1.00	1.00	0.94	2.70	2.22	1.21	1.07	1.00	11.42	14.03	14.03	16.66
16	14	167	1	0	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	1.00	0.70	1.00	0.97	0.70	1.00	1.00	0.91	0.84	1.48	1.21	1.07	1.05	16.56	18.68	14.59	12.53
17	15	160	1	0	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	0.70	1.00	0.95	0.86	1.00	1.00	0.95	0.86	1.13	0.84	1.21	1.07	1.11	13.08	10.94	7.56	9.08
18	16	171	1	0	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	0.70	1.00	0.95	0.88	0.70	1.00	0.95	0.87	1.65	1.79	1.21	1.07	1.11	21.93	15.96	10.37	10.63
19	17	171	1	0	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	1.00	1.00	1.00	0.89	0.70	0.70	0.95	0.96	1.85	2.69	1.21	1.07	1.11	9.62	17.45	8.89	8.15
20	18	176	1	0	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	0.70	1.00	1.00	0.94	0.70	1.00	1.00	0.90	0.97	2.60	1.21	1.07	1.00	23.59	23.27	14.43	12.16
21	19	164	1	0	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	0.60	0.70	1.00	0.95	0.70	1.00	0.95	0.92	0.91	1.54	1.21	1.07	1.05	18.65	33.21	14.46	17.17
22	20	162	1	0	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	0.60	1.00	1.00	0.86	0.60	1.00	0.95	0.88	2.57	3.59	1.21	1.07	1.11	11.72	21.05	12.61	16.77
23	21	173	1	0	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	0.60	1.00	0.95	0.77	0.60	1.00	0.95	0.86	1.82	2.28	1.21	1.07	1.05	17.47	15.08	11.73	9.93
24	22	173	1	0	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	0.70	0.70	1.00	0.78	0.60	1.00	1.00	0.76	1.57	2.45	1.21	1.07	1.05	13.00	22.57	16.66	18.29
25	23	168	2	0	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	1.00	1.00	0.95	0.88	0.60	0.70	0.90	0.80	1.81	3.41	1.21	1.07	1.05	16.56	15.58	11.33	9.33
26	24	179	2	0	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	0.70	1.00	1.00	0.92	1.00	1.00	0.95	0.88	0.83	0.93	1.21	1.07	1.05	8.60	9.39	7.34	8.99
27	25	170	2	0	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	0.70	1.00	0.95	0.88	0.70	1.00	0.95	0.82	2.66	2.83	1.21	1.07	1.11	26.57	25.37	16.95	21.57
28	26	177	2	0	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	1.00	1.00	0.94	0.70	1.00	0.95	0.87	0.88	1.18	1.21	1.07	1.05	16.03	11.06	5.42	7.11	
29	27	165	1	0	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	0.60	1.00	1.00	0.99	1.00	1.00	1.00	0.87	0.82	1.28	1.21	1.07	1.05	23.46	25.79	13.48	11.09
30	28	153	1	0	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	0.70	1.00	1.00	0.97	0.70	1.00	1.00	0.92	1.75	2.42	1.21	1.07	1.05	20.84	20.60	14.73	12.31
31	29	166	1	0	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	0.60	1.00	1.00	1.00	0.70	1.00	0.95	0.92	1.27	2.39	1.21	1.07	1.05	16.28	21.64	17.28	16.75
32	30	168	1	0	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	0.70	1.00	1.00	0.88	0.60	1.00	0.95	1.00	1.43	2.11	1.21	1.07	1.05	12.23	8.98	6.52	7.93
33	31	164	1	0	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	0.60	1.00	0.95	0.82	0.70	1.00	0.95	0.82	1.67	2.20	1.21	1.07	1.00	8.94	9.16	15.58	11.47
34	32	160	1	0	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	0.70	1.00	1.00	0.96	0.70	1.00	0.95	0.92	3.09	2.53	1.21	1.07	1.05	20.87	20.05	14.71	21.52
35	33	161	1	0	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	0.60	1.00	1.00	0.96	0.70	1.00	0.95	0.88	1.40	2.49	1.21	1.07	1.05	5.35	12.34	10.45	12.68
36	34	176	1	0	30.00	3.00	1.00	0.70	1.00	0.70	1.00	1.00	1.00	0.70	1.00	0.95	0.89	1.65	2.74	1.21	1.07	1.05	8.63	15.76	11.01	9.05
37	35	164	1	0	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	0.60	1.00	1.00	0.89	1.00	1.00	1.00	0.96	1.10	1.52	1.21	1.07	1.00	3.76	5.95	4.67	7.34
38	36	158	1	0	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	0.70	1.00	1.00	0.89	0.60	1.00	0.95	0.83	2.26	2.36	1.21	1.07	1.05	13.91	19.42	14.20	14.73
39	37	171	1	1	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	0.70	1.00	1.00	0.87	0.70	1.00	1.00	0.89	1.51	1.23	1.21	1.07	1.00	19.00	23.56	15.20	14.53
40	38	171	1	1.5	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	0.60	0.70	0.95	0.82	0.70	1.00	0.95	0.82	0.98	1.26	1.21	1.07	1.05	6.86	12.64	9.02	9.55
41	39	164	2	0	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	0.70	1.00	1.00	0.96	0.60	0.70	0.90	0.80	1.84	3.41	1.21	1.07	1.11	9.74	7.44	10.43	13.67
42	40	169	1	0	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	0.70	1.00	0.95	0.84	0.70	1.00	1.00	0.97	1.65	1.65	1.21	1.07	1.00	15.40	11.37	9.13	10.96
43	41	174	1	9	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	0.70	1.00	1.00	0.95	0.60	1.00	0.95	0.85	2.29	3.55	1.21	1.07	1.05	33.90	30.37	16.55	17.47
44	42	174	1	0	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	0.70	1.00	1.00	0.86	0.70	1.00	1.00	0.94	1.30	1.18	1.21	1.07	1.00	12.31	20.26	7.62	9.02
45	43	174	1	9	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	0.70	1.00	0.90	0.87	0.70	1.00	0.95	0.86	2.29	2.55	1.21	1.07	1.00	28.71	28.27	15.57	17.32
46	44	174	1	0	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	0.70	1.00	1.00	1.00	0.70	1.00	0.95	0.93	2.51	2.36	1.21	1.07	1.11	21.90	33.72	16.66	16.16
47	45	159	1	0	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	0.70	1.00	1.00	0.98	0.70	1.00	0.95	0.92	1.47	2.94	1.21	1.07	1.05	12.27	21.13	13.08	16.29
48	46	181	1	0	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	1.00	1.00	0.95	1.00	1.00	1.00	0.93	1.25	1.30	1.21	1.07	1.05	9.44	17.24	7.53	10.69	
49	47	173	1	0	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	0.70	1.00	1.00	0.92	0.70	1.00	0.95	0.92	0.81	1.68	1.21	1.07	1.05	5.38	7.43	7.95	9.77
50	48	155	1	2	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	0.70	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	0.86	1.60	1.20	1.21	1.07	1.05	33.71	18.44	12.99	10.19	
51	49	174	1	0	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	1.00	1.00	1.00	0.99	1.00	1.00	1.00	0.98	1.03	1.21	1.07	1.00	7.06	16.30	4.25	4.18	
52	50	174	1	0	33.30	3.00	1.00	0.70	1.00	1.00	1.00	1.00	0.94	0.70	1.00	1.00	0.98	0.61	1.51	1.21	1.07	1.00	27.85	27.32	11.64	10.05
53	51	179																								

ID_Pt	F_Carpo_Lz %	F_Brazo_Lz %	F_Homb_Dr %	F_Codo_Dr %	F_Carpo_Dr %	F_Brazo_Dr %	F_Lumbar(R)	F_Cervical(R)	F_Homb_Dr(R)	F_Homb_Lz(R)	F_Codo_Dr(R)	F_Codo_Lz(R)	F_Carpo_Dr(R)	F_Carpo_Lz(R)	R_Tronco	R_Cuello	R_Brazo_Dr	R_Brazo_Lz	FORCES_Bd2_Disco	OCRA_D_Disco	FORCES_Bd1_r_Disco	OCRA_D_Disco	
3	1	8.78	9.65	9.55	8.58	10.36	9.51	1.27	2.12	1.21	1.26	1.21	1.19	0.85	0.94	0.48	1.84	3.53	3.91	0	0	1	0
4	2	17.96	15.75	15.68	14.71	15.59	15.38	1.00	1.97	1.25	1.24	1.54	1.38	0.85	0.85	0.50	2.82	3.57	2.97	1	0	1	0
5	3	19.99	18.57	17.89	19.90	12.96	15.34	1.79	1.69	1.13	1.35	1.06	1.02	0.60	0.77	1.62	2.05	3.39	3.13	1	1	1	0
6	4	12.28	13.17	11.84	9.26	12.56	11.10	1.04	1.90	1.13	1.05	0.91	0.88	0.73	0.67	0.37	2.64	2.31	2.69	0	0	0	0
7	5	15.60	15.18	13.88	10.44	10.57	11.95	0.90	1.35	1.56	1.49	1.63	0.99	0.75	0.60	0.63	0.96	5.69	5.06	1	0	0	0
8	6	24.35	22.66	26.47	24.91	28.46	26.88	1.59	2.37	1.55	1.64	1.08	1.15	1.03	0.88	0.70	2.30	4.54	4.14	1	1	1	1
9	7	27.18	28.63	23.93	22.64	26.36	24.25	1.76	2.17	1.55	1.18	1.11	1.31	0.59	0.61	1.16	5.64	2.80	3.05	1	1	1	1
10	8	20.33	19.78	19.08	18.95	17.99	18.73	2.33	2.07	1.97	1.67	1.90	1.78	1.50	1.16	1.48	2.95	4.28	3.16	1	1	1	1
11	9	16.43	16.16	18.41	17.81	19.48	18.53	1.79	2.21	0.98	1.24	1.48	1.23	0.85	0.98	1.89	2.80	1.80	2.01	1	0	1	1
12	10	7.00	8.51	10.16	8.75	12.24	10.35	0.89	1.86	0.98	1.20	1.03	0.96	0.80	0.55	0.05	1.82	1.41	3.76	0	0	0	0
13	11	10.32	9.80	11.76	11.53	10.07	11.15	1.55	1.73	1.27	0.97	1.18	0.79	0.76	0.39	1.09	2.34	3.79	1.82	0	0	0	0
14	12	15.36	15.45	9.34	12.62	7.78	9.84	0.39	1.38	0.80	1.24	1.37	1.03	0.48	0.43	0.03	0.88	1.23	1.42	1	0	0	0
15	13	18.16	15.96	15.11	18.24	16.26	16.33	1.38	1.65	1.09	0.99	1.12	1.13	0.45	0.61	0.77	2.17	1.56	1.93	1	1	1	0
16	14	11.15	13.30	15.92	14.52	12.54	14.56	1.57	1.69	1.11	1.01	1.24	1.16	0.48	0.47	0.78	1.86	2.33	1.01	0	0	0	0
17	15	9.31	8.49	8.85	11.95	7.76	9.42	1.00	1.61	0.78	0.78	1.18	1.25	0.42	0.57	0.77	0.59	2.48	1.20	0	0	0	0
18	16	13.47	11.33	10.10	8.17	8.59	9.12	1.54	2.38	1.01	0.98	0.93	1.11	0.63	0.56	1.55	1.52	1.87	1.69	0	0	0	0
19	17	10.89	9.25	8.19	8.86	8.27	7.26	0.96	2.17	0.82	0.97	0.96	1.20	0.42	0.73	0.85	1.88	0.99	1.73	0	0	0	0
20	18	11.96	13.08	22.21	24.29	18.79	21.83	1.88	2.19	1.58	1.25	2.07	1.22	0.99	0.55	1.65	1.92	2.54	2.61	0	0	1	1
21	19	17.45	16.09	15.22	17.11	17.69	15.61	1.42	2.66	1.09	0.92	1.15	1.15	0.76	0.62	1.02	3.95	1.40	1.19	1	0	1	0
22	20	13.58	14.07	21.61	21.84	22.10	21.82	1.13	2.06	1.47	0.91	1.04	1.06	0.46	0.27	1.29	4.03	4.06	2.18	0	1	1	0
23	21	13.14	11.62	15.98	16.20	13.89	15.44	1.19	1.89	0.95	0.78	1.23	1.04	0.69	0.65	0.65	5.49	0.79	0.90	0	0	1	0
24	22	18.55	17.66	18.07	18.32	16.24	16.18	1.25	2.11	0.92	1.32	1.31	1.20	0.52	0.52	1.23	1.82	2.14	2.41	1	0	1	1
25	23	12.31	11.04	14.54	14.80	18.03	15.61	2.08	1.81	1.59	1.72	1.13	1.10	0.76	0.68	2.55	1.71	4.80	4.14	0	0	1	1
26	24	10.64	8.75	9.48	9.09	8.83	9.18	1.32	1.75	1.15	1.35	1.21	1.19	0.57	0.64	1.16	1.59	4.27	3.63	0	0	0	0
27	25	23.36	20.10	19.29	17.83	19.13	18.84	1.33	2.04	1.35	1.48	1.19	1.03	0.73	0.82	0.66	2.40	2.96	4.13	1	1	1	1
28	26	7.65	6.54	9.24	11.43	12.74	10.87	1.83	1.30	1.52	1.25	1.35	1.08	0.83	0.98	1.06	1.64	3.70	4.06	0	0	0	0
29	27	12.08	12.39	15.42	14.18	1.89	11.20	1.42	1.91	1.16	1.05	1.62	1.38	0.00	0.61	0.72	1.56	1.27	1.60	0	0	0	0
30	28	14.65	14.01	16.34	13.71	13.03	14.64	1.22	1.40	1.00	0.97	1.14	1.31	0.58	0.81	1.12	0.88	2.30	3.43	0	0	0	1
31	29	16.34	16.86	16.86	14.86	18.45	16.66	1.48	1.99	1.04	0.89	0.98	1.49	0.64	0.30	0.97	2.09	1.74	1.26	1	0	1	1
32	30	8.92	7.90	9.35	12.37	18.34	12.23	1.24	1.97	1.11	1.04	1.08	1.05	0.68	0.68	0.44	2.22	1.81	2.15	0	0	0	0
33	31	15.11	14.27	12.12	12.20	11.20	11.91	1.23	1.73	1.12	1.63	1.04	0.95	0.58	0.61	0.84	0.38	3.86	0	0	0	0	0
34	32	22.78	18.96	16.79	17.61	20.49	18.08	1.16	2.03	1.02	1.28	1.16	1.74	0.62	0.71	0.88	4.80	3.11	1.17	1	1	1	1
35	33	13.11	11.85	15.07	15.56	17.62	15.94	0.78	1.69	1.14	1.07	1.14	1.01	0.56	0.37	1.11	2.64	3.48	1.25	0	0	1	1
36	34	14.05	11.32	12.74	13.52	15.72	13.82	1.55	1.83	1.04	1.16	1.00	1.11	0.76	0.49	1.35	1.38	2.77	2.18	0	0	0	1
37	35	9.01	6.67	7.83	8.03	4.47	6.36	0.43	1.87	1.03	1.44	0.85	0.86	0.31	0.44	0.17	2.46	4.47	3.92	0	0	0	0
38	36	19.54	15.87	11.11	13.95	14.59	12.92	0.78	2.48	0.89	0.96	0.98	1.29	0.83	0.54	0.30	3.74	0.98	2.99	1	0	0	1
39	37	15.73	15.16	15.50	15.01	13.69	14.85	1.35	2.06	0.96	1.17	1.36	0.97	0.50	0.49	1.05	1.50	1.14	2.16	1	0	0	0
40	38	13.22	10.37	8.33	12.98	11.71	10.82	0.58	1.34	1.09	0.74	1.10	1.03	1.10	0.92	0.37	2.87	1.73	0.32	0	0	0	0
41	39	17.68	13.43	16.97	15.70	22.90	18.30	0.70	1.66	1.67	0.95	1.10	0.92	0.93	0.58	0.59	0.75	5.41	4.60	0	0	1	1
42	40	12.11	10.50	11.64	10.80	13.50	11.95	1.15	1.42	0.89	1.05	1.16	0.85	0.65	0.65	0.35	2.28	2.14	2.70	0	0	0	0
43	41	20.92	18.06	20.15	21.52	19.60	20.22	1.92	2.09	1.47	1.11	1.75	1.56	0.80	0.75	1.29	4.03	2.11	1.60	1	0	1	1
44	42	11.63	9.16	11.33	10.34	12.71	11.44	1.35	2.77	1.12	1.02	1.04	1.10	0.54	0.50	1.17	5.37	1.29	1.55	0	0	0	0
45	43	16.55	16.35	15.45	15.48	15.24	15.40	1.17	2.34	1.26	1.07	1.35	1.41	0.51	0.77	1.61	2.81	2.37	1.81	1	0	1	1
46	44	15.42	16.16	16.92	16.88	18.50	17.36	1.22	2.38	1.18	1.35	1.24	1.15	0.53	0.65	0.86	3.48	2.44	4.03	1	1	1	1
47	45	12.76	14.76	14.70	16.97	17.73	16.21	1.00	1.95	0.80	0.94	1.12	1.27	0.93	0.65	0.86	1.12	2.11	2.17	0	0	1	1
48	46	15.00	9.71	6.22	7.88	8.51	7.35	1.73	1.77	0.81	0.95	1.38	1.14	0.41	0.47	1.47	3.21	0.76	1.87	0	0	0	0
49	47	7.09	8.22	6.81	6.70	9.25	7.47	1.06	1.86	1.07	1.02	0.96	1.16	0.72	0.93	0.80	3.73	1.48	2.09	0	0	0	0
50	48	14.29	12.56	15.30	12.54	13.46	13.99	1.63	1.72	1.58	1.29	1.03	0.89	0.49	0.78	1.80	0.76	5.03	5.28	0	0	0	0
51	49	5.05	4.46	6.57	8.62	5.23	6.77	1.35	2.22	1.09	1.21	1.33	1.13	0.50	0.75	0.80	2.35	2.26	1.72	0	0	0	0
52	50	11.18	11.06	15.99	15.99	10.82	14.51	1.64	2.56	1.28	1.23	1.20	1.17	0.65	0.61	0.87	2.78	1.78	2.56	0	0	0	0
53	51	9.46	9.36	12.78	11.10	11.19	11.85	1.05	1.44	1.15	0.90	1.01	1.27	0.62	0.31	0.29	1.32	2.10	0.54	0	0	0	0
54	52	15.77	14.26	19.92	14.03	15.58	17.00	1.50	2.00	1.43	1.15	1.56	1.43	0.79	0.76	1.41	1.09	1.63	1.97	0	0	1	0
55	53	13.76	11.26	13.99	11.45	14.87	13.52	1.62	1.84	1.33	1.12	1.39	1.19	0.84	1.01	1.11	1.64	2.50	2.02	0	0	0	0
56	54	11.40	8.64	11.52	14.05	14.58	13.12	1.18	1.36	1.13	0.73	1.55	1.19	0.63	0.59	0.83	0.91	1.65	0.64	0	0	0	0
57	55	5.18	5.78	4.18	5.41	5.37	4.87	0.80	1.25	1.13	1.03	1.80	1.41	0.33	0.66	0.68	0.63	3.12	3.33	0	0	0	0
58	56	14.44	8.71	7.11	10.38	14.99	10.29	0.96	1.50	0.98	1.18	1.29	1.12	0.96	0.89	0.50	0.65	2.23	3.40	0	0	0	0
59	57	14.45	14.98	11.23	14.33	15.12	13.22	1.68	1.65	1.00	1.27	1.24	1.14	0.67	0.76	1.59	0.32	2.33	3.13	0	1	0	1
60	58	9.14	6.79	6.66	8.60	13.53	9.18	0.71	1.8														

Al objeto de estudiar la **Concordancia** de los resultados entre ambos métodos, es necesario definir una escala ordinal que clasifique el nivel de riesgo de manera semejante en ambos. Para ello, siguiendo el criterio observado en diversas publicaciones que analizan y comparan distintos métodos de evaluación ergonómica (187, 269, 273, 276), se ha convertido la escala de valoración de FORCES de cinco niveles a tres. Quedando así ambos métodos en 3 valores finales que, aunque habitualmente se clasifican como Aceptable, Condicional y No aceptable, los traduciremos en Riesgo bajo=0, Riesgo moderado=1, Riesgo Alto=2 para simplificar el procedimiento. En la siguiente figura se recoge la clasificación elegida para el análisis de concordancia (Tabla 8.4).

Valores	OCRA	FORCES	Riesgo
0	0-2.2	0-15	Bajo
1	2.3-3.5	15.1-25	Moderado
2	>3.6	>25	Alto

Tabla 8.4 . Escala de nivel de riesgo para comparar FORCES/ OCRA

Como ya se ha comentado El nivel de riesgo rojo en OCRA se divide en tres subniveles, y entre 3,6 y 4,5 se considera un riesgo inaceptable leve (283), por lo que en la comparación hemos igualado el nivel (>3,6) de OCRA, con el (> 25%) de FORCES que sería un nivel de riesgo similar, que hemos denominado alto, mientras que por encima de 45% sería un riesgo muy alto que correspondería con un valor (> 4,5) en OCRA. Al considerar sólo tres niveles este último nivel (muy alto) queda integrado en el anterior.

Al presentar nuestra muestra pocos casos con “riesgo alto”, se ha decidido clasificar los resultados en puestos “*Con Riesgo y Sin Riesgo*”, teniendo en cuenta el criterio de anteriores estudios publicados (192, 277). Para ello agrupamos los valores 1 y 2 (amarillo y rojo) en un solo grupo, que serán los puestos “*Con riesgo*”. Lo que convierte las variables OCRA Y FORCES en variables **dicotómicas** considerando la **presencia o ausencia de Riesgo** de padecer TME (Tabla 8.5).

:

Cuantitativa	Dicotómica
In_OCRA_Iz	OCRA_Iz_Dico
In_OCRA_Dr	OCRA_Dr_Dico
F_Brazo_Iz%	FORCES_BrIz_Dico
F_Brazo_Dr%	FORCES_BrDr_Dico

Tabla 8.5 . Variables cualitativas transformadas en variables dicotómicas.

En la Tabla 8.6 se presenta la distribución de las citadas variables, en escala de tres niveles de riesgo y una vez transformadas en variables dicotómicas considerando la presencia (valor 1) o ausencia de Riesgo (valor 0).

ID_PT	FORCES_BrIz	OCRA_Iz	FORCES_BrDr	OCRA_Dr	ID_PT	FORCES_BrIz_Dico	OCRA_Iz_Dico	FORCES_BrDr_Dico	OCRA_Dr_Dico
1	0	0	0	0	1	0	0	0	0
2	1	0	1	1	2	1	0	1	1
3	1	1	1	0	3	1	1	1	0
4	0	0	0	0	4	0	0	0	0
5	1	0	0	0	5	1	0	0	0
6	1	2	2	2	6	1	1	1	1
7	2	2	1	2	7	1	1	1	1
8	1	1	1	1	8	1	1	1	1
9	1	0	1	1	9	1	0	1	1
10	0	0	0	0	10	0	0	0	0
11	0	0	0	0	11	0	0	0	0
12	1	0	0	0	12	1	0	0	0
13	1	1	1	0	13	1	1	1	0
14	0	0	0	0	14	0	0	0	0
15	0	0	0	0	15	0	0	0	0
16	0	0	0	0	16	0	0	0	0
17	0	0	0	1	17	0	0	1	1
18	0	0	1	1	18	0	0	1	1
19	1	0	1	0	19	1	0	1	0
20	0	1	1	1	20	0	1	1	1
21	0	0	1	0	21	0	0	1	0
22	1	0	1	1	22	1	0	1	1
23	0	0	1	1	23	0	0	1	1
24	0	0	0	0	24	0	0	0	0
25	1	1	1	1	25	1	1	1	1
26	0	0	0	0	26	0	0	0	0
27	0	0	0	0	27	0	0	0	0
28	0	0	0	1	28	0	0	0	1
29	1	0	1	1	29	1	0	1	1
30	0	0	0	0	30	0	0	0	0
31	0	0	0	0	31	0	0	0	0
32	1	1	1	1	32	1	1	1	1
33	0	0	1	1	33	0	0	1	1
34	0	0	0	1	34	0	0	0	1
35	0	0	0	0	35	0	0	0	0
36	1	0	0	1	36	1	0	0	1
37	1	0	0	0	37	1	0	0	0
38	0	0	0	0	38	0	0	0	0
39	0	0	1	1	39	0	0	1	1
40	0	0	0	0	40	0	0	0	0
41	1	0	1	1	41	1	0	1	1
42	0	0	0	0	42	0	0	0	0
43	1	0	1	1	43	1	0	1	1
44	1	1	1	1	44	1	1	1	1
45	0	0	1	1	45	0	0	1	1
46	0	0	0	0	46	0	0	0	0
47	0	0	0	0	47	0	0	0	0
48	0	0	0	0	48	0	0	0	0
49	0	0	0	0	49	0	0	0	0
50	0	0	0	0	50	0	0	0	0
51	0	0	0	0	51	0	0	0	0
52	0	0	1	0	52	0	0	1	0
53	0	0	0	0	53	0	0	0	0
54	0	0	0	0	54	0	0	0	0
55	0	0	0	0	55	0	0	0	0
56	0	0	0	0	56	0	0	0	0
57	0	1	0	1	57	0	1	0	1
58	0	0	0	0	58	0	0	0	0
59	0	0	0	0	59	0	0	0	0
60	1	2	1	2	60	1	1	1	1

Tabla 8.6 . Distribución de variables cualitativas en escala de tres niveles de riesgo y como variables dicotómicas(0/1).

8.8.2 COMPARACIÓN FORCES/REBA.

Para llevar a cabo la comparación entre los métodos FORCES Y REBA, utilizaremos cuatro parejas de **variables cuantitativas continuas**, según la zona del cuerpo valorada, que son las siguientes:

- FORCES lumbar/REBA Tronco.
- FORCES Cervical/REBA Cuello.
- FORCES Hombro Dr /REBA Brazo Dr.
- FORCES Hombro Iz /REBA Brazo Iz.

Al objeto de comparar los resultados de la aplicación del método REBA y FORCES, se ha aprovechado la similitud entre ambos descrita en el apartado 7.5.2 (valoración de carga postural en el método FORCES). Allí se explicaba que el método FORCES calcula los porcentajes de instantes de riesgo detectados en cada articulación por niveles de riesgo, ver figura (Fig. 7.8). También se describía los pesos asociados a cada nivel de riesgo y la forma de calcular la valoración para cada articulación función de los porcentajes resultantes.

De la figura (Fig. 8.15) podemos extraer un ejemplo de resultados para el método FORCES.

Articulación	Nº Inst.Pi.	% Nivel 0	% Nivel 1	% Nivel 2	% Nivel 3	% Nivel 4	Val.%Risk
LUMBAR	33	3.0	66.7	27.3	3.0	0.0	1.5
CERVICAL	56	3.6	69.6	26.8	0.0	0.0	1.4
HOMBRO Dch.	74	1.4	73.0	25.7	0.0	0.0	1.4
HOMBRO Izq.	95	9.5	59.0	30.5	1.1	0.0	1.4
CODO Dch.	59	1.7	76.3	22.0	0.0	0.0	1.3
CODO Izq.	73	0.0	76.7	23.3	0.0	0.0	1.3
CARPO Dch.	45	55.6	35.6	8.9	0.0	0.0	0.6
CARPO Izq.	54	33.3	42.6	22.2	19	0.0	1.1

Fig. 8.15 . Ejemplo resultados de la valoración de carga postural en el método FORCES.

En el caso del método REBA, el sistema MH-Sensors (apartado 8.6.2), dispone de una hoja de cálculo que permite obtener unas estadísticas similares por niveles de riesgo y para distintas partes del cuerpo. Un ejemplo de resultados del método REBA se recoge a continuación (Fig. 8.16 y Fig. 8.17).

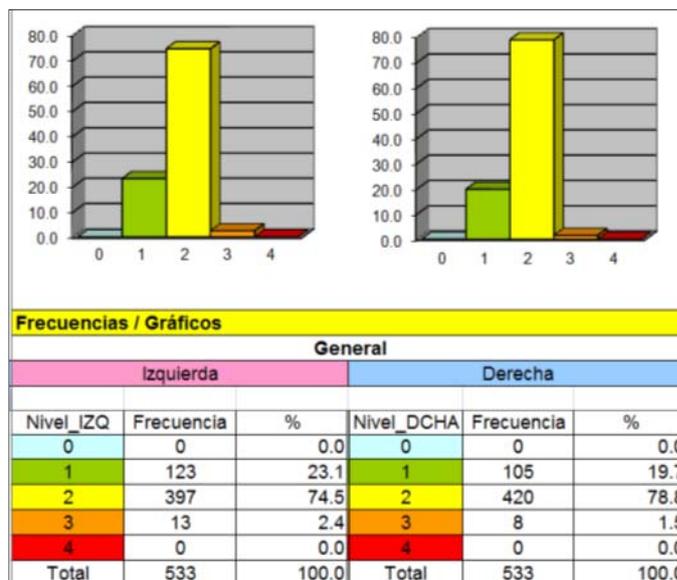


Fig. 8.16. Resultados del método REBA. Parte I.

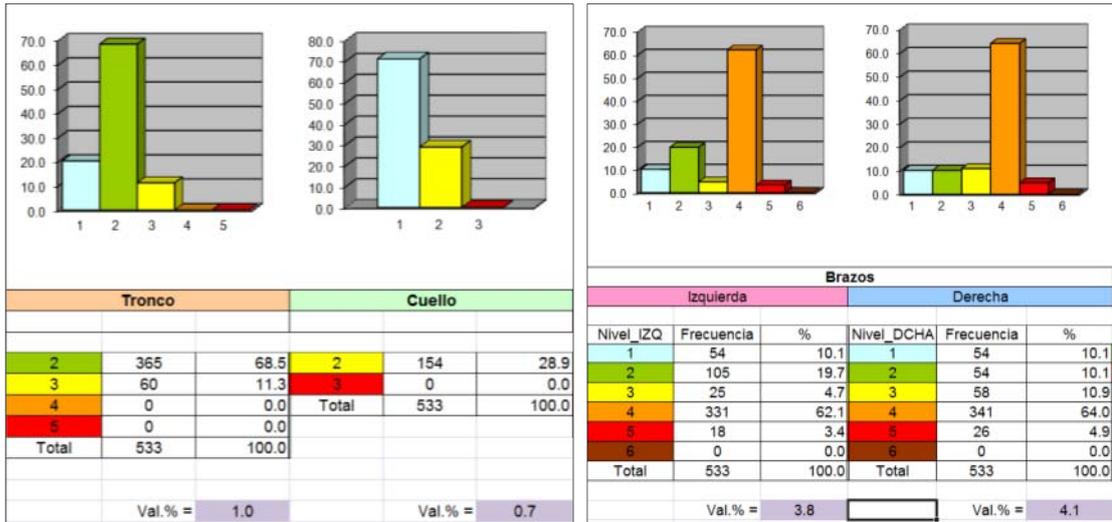


Fig. 8.17. Resultados del método REBA. Parte II.

Para la valoración del tronco, brazos y cuello, se han aplicado tablas de pesos similares a la utilizada en el método FORCES, Tabla 8.7, las cuales se incluye a continuación:

Nivel Riesgo TRONCO	Nivel Riesgo BRAZOS	Peso Aplicado
1	1	0
2	2	1
3	3	2.5
4	4	5
5	5 ó 6	10

Nivel Riesgo CUELLO	Peso Aplicado
1	0
2	2.5
3	8

Tabla 8.7. Pesos asociados a niveles de riesgo. Para estimación de riesgo por carga postural.

Se procedería de igual forma que en el método FORCES: cada porcentaje de posturas con un nivel de riesgo determinado, se multiplica por su peso y se suman, y el resultado se divide por 100. Por ejemplo, para el brazo izquierdo, en el caso de la figura (Tabla 8.7), tendríamos:

$$[10.1 \times 0 + 19.7 \times 1 + 4.7 \times 2.5 + 62.1 \times 5 + (3.4 + 0.0) \times 10] / 100 = 3.8$$

Se podría obtener un resultado que puede variar de 0, todos las posturas son de nivel 1 hasta un valor de 10, cuando todos son de nivel 5 ó 6.

La justificación de los pesos, se corresponde con la misma lógica de valoración considerada en el método FORCES. En REBA y para el caso de tronco y brazos tendríamos:

- Si todas las posturas del tronco o brazo izquierdo/derecho tienen un nivel 1, la valoración sería 0.
- Si el 100% fuera de nivel 2, obtendríamos un valoración de 1.
- Si se llegara a alcanzar un 80% de posturas de nivel 3, obtendríamos una valoración igual o superior a 2 ($80 \times 2.5 / 100 = 2$).
- Si se llegara a alcanzar un 80% de posturas de nivel 4, independiente de que el resto fuera de niveles inferiores, obtendríamos una valoración igual o superior a 4 ($80 \times 5 / 100 = 4$).

- Si se llegara a alcanzar un 40% de posturas de riesgo de nivel 5 ó 6, independiente de que el resto fuera de niveles inferiores, obtendríamos una valoración igual o superior a 4 ($40 \times 10 / 100 = 4$).

Para el caso del cuello, la interpretación sería (Tabla 8.7):

- Si todas las posturas del cuello tienen un nivel 1, la valoración sería 0.
- Si el 100% fuera de nivel 2, obtendríamos una valoración igual o superior a 2.5 ($100 \times 2.5 / 100 = 2.5$).
- Si se llegara a alcanzar un 50% de posturas de nivel 3, obtendríamos una valoración igual o superior a 4 ($50 \times 8 / 100 = 4$).

La comparativa entre los métodos FORCES y REBA en esta tesis se ha realizado a partir de los citados valores de porcentaje de posturas con un determinado nivel de riesgo y de acuerdo a la lógica de valoración expuesta.

9. RESULTADOS.

En este capítulo se recoge el análisis estadístico realizado de los resultados obtenidos de la aplicación de los métodos de ergonómicos que se desean comparar, sobre la muestra de puestos de trabajo seleccionada en este estudio. Asimismo, se incluye la discusión de los resultados obtenidos de dicho análisis.

El análisis estadístico se ha realizado con el programa *SPSS Statistics* ver.17.0. Los resultados se considerarán estadísticamente significativos en el caso de obtener un p valor <0.05 .

9.1 COMPARACIÓN DE MÉTODOS FORCES/ OCRA.

Para analizar la relación entre los dos métodos ergonómicos se han aplicado diferentes técnicas estadísticas:

- Correlación que permite conocer el grado de asociación entre ambos.
- Regresión que calcula el modelo predictivo de un método a partir del otro.
- Análisis de concordancia entre métodos que se calcula a través de Índice Kappa y del porcentaje de acuerdo simple.
- Evaluación de Criterio Diagnóstico o Discriminación. Curva Roc.

9.1.1 ESTUDIO DESCRIPTIVO DE VARIABLES.

Para realizar la comparación de resultados de la valoración del riesgo que ofrece cada método, utilizamos la variable "índice OCRA" y la variable "% Riesgo Brazo" de FORCES. Ambas variables son cuantitativas continuas y consideran similares áreas corporales, si bien OCRA no contempla el hombro. Cada una de ellas ofrece valores para el lado izquierdo y derecho del cuerpo, en consecuencia, se considerará un total de cuatro variables: "In_OCRA_Dr" y "F_Brazo_Dr%", e "In_OCRA_Iz" y "F_Brazo_Iz%".

En relación al "índice OCRA", el procesado de los datos ha arrojado unos valores mínimos 0,56 en lado derecho y 0,61 en lado izquierdo y máximos de 5,85 y 4,39 respectivamente.

Respecto al método FORCES, y para la variable "F_Brazo", se han obtenido valores mínimos 4,87 para el lado derecho y 4,46 para el lado izquierdo y máximos de 26,88 y 28,63 respectivamente.

En la Tabla 9.1 se recopila el estudio estadístico descriptivo de éstas variables.

En los diagramas de cajas (Fig. 9.1 y Fig. 9.2) observamos la presencia de datos extremos (outliers) que corresponden a los casos 6 (en OCRA Dr, OCRA Iz, y FORCES Dr), 7 (en OCRA Iz, y en FORCES Iz) y 60 (en OCRA Iz), se han revisado detenidamente todos ellos, comprobándose que corresponden con puestos de trabajo que presentan nivel de riesgo alto.

Descriptivos		In_OCRA_Iz	In_OCRA_Dr	F_Brazo_Iz%	F_Brazo_Dr%
Media		1.66	2.08	13.15	13.87
Intervalo confianza 95%	Límite inferior	1.45	1.84	11.95	12.70
	Límite superior	1.87	2.33	14.35	15.05
Media		1.58	2.03	12.91	13.73
Mediana		1.63	2.11	13.12	13.67
Varianza		0.66	0.91	21.54	20.56
Desviación típica		0.81	0.95	4.64	4.53
Mínimo		0.61	0.56	4.46	4.87
Máximo		4.39	5.85	28.63	26.88
Rango		3.79	5.29	24.17	22.01
Amplitud intercuartil		0.88	1.27	6.50	5.62
Asimetría		1.21	1.18	0.75	0.48
Curtosis		1.72	2.82	1.09	0.28

Tabla 9.1 . Estudio estadístico descriptivo de las variables utilizadas en comparación FORCES/OCRA.

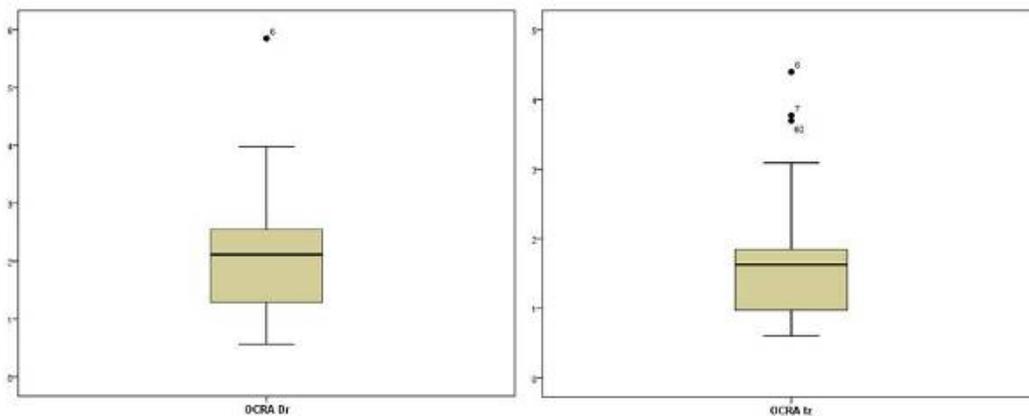


Fig. 9.1. Diagrama de caja de las variables OCRA Dr y OCRA Iz.

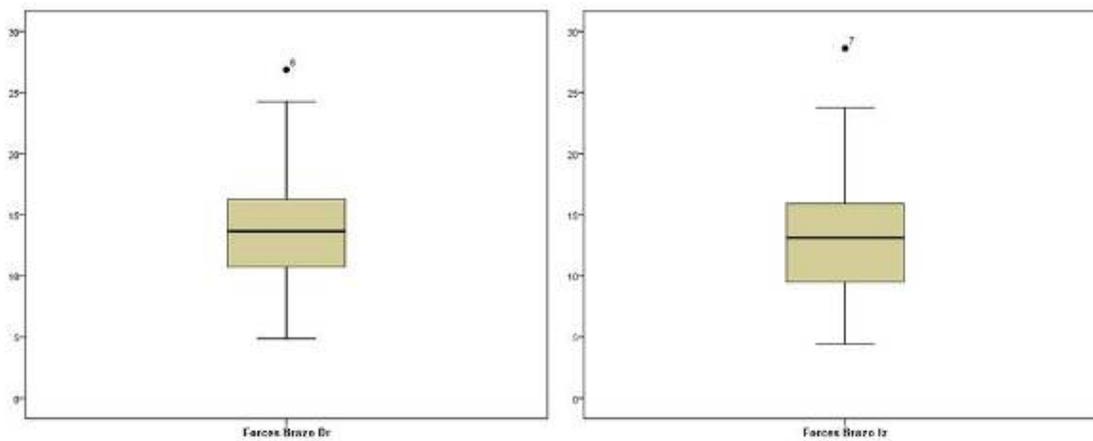


Fig. 9.2. Diagrama de caja de las variables FORCES Brazo Dr y FORCES Brazo Iz.

9.1.2 TEST DE NORMALIDAD DE KOLMOGOROV-SMIRNOV.

Es importante conocer la distribución de cada una de las variables y comprobar si cumplen criterios de normalidad, al objeto de poder aplicar determinados test estadísticos, en concreto paramétricos si son normales o no paramétricos cuando no lo sean (309).

Al objeto de comprobar la normalidad se ha aplicado así el Test de Kolmogorov-Smirnov a cada una de las variables en estudio, se considera que la distribución es normal cuando el **p** valor es $>0,05$.

En la Tabla 9.2 se muestran los resultados obtenidos. Se puede observar que tan sólo una de las cuatro variables se aparta de la distribución normal. Se trata del Índice OCRA del lazo izquierdo (In_OCRA_Iz).

Variable	Significación (p_valor)
In_OCRA_Iz	0,000
In_OCRA_Dr	0,200
F_Brazo_Iz%	0,200
F_Brazo_Dr%	0,200

Tabla 9.2. Test de normalidad de Kolmogorov-Smirnov (*negrita no normal*).

9.1.3 CORRELACIÓN LINEAL.

Es un parámetro estadístico que evalúa la fuerza de asociación entre las variables cuantitativas, indicando además la dirección de esta asociación, de forma que podemos comprobar, si cuando aumenta el valor de una de ellas aumenta también el valor de la otra variable (relación positiva o directa) o sucede lo contrario (relación negativa o inversa).

La correlación mide por tanto el grado de ajuste de los puntos o pares de valores a una hipotética línea recta, es decir explora la relación lineal.

El índice que resume la correlación entre dos variables cuantitativas es el **coeficiente de correlación**. Existen varios coeficientes, siendo el más conocido el llamado **r de Pearson**, cuyo cálculo es "**paramétrico**", esto es, se basa en la media y la varianza, y asume varios supuestos respecto a las variables estudiadas:

- Que son simétricas y, por tanto, son intercambiables mutuamente.
- Que se distribuyen normalmente en la población de la que procede la muestra.
- Que provienen de observaciones independientes.

Cuando no se cumplen estos criterios, debe emplearse una aproximación **no paramétrica**, siendo la más empleada el Coeficiente de Correlación Rho de Spearman. (309, 310)

El Coeficiente de Correlación (sea o no *paramétrico*) es un valor adimensional que oscila entre -1 y +1. El valor cero se da cuando no existe ninguna correlación entre las variables analizadas; el valor -1 implica una correlación perfecta de carácter inverso (o indirecto) y el valor +1 una correlación perfecta de tipo directo (cuando una crece también lo hace la otra).

Una excelente aproximación visual para explorar el grado de correlación se obtiene a través de un **gráfico de dispersión o nube de puntos** (311).

Para estudiar la asociación entre los dos métodos ergonómicos analizamos su correlación, aplicando el coeficiente de correlación de Pearson para la comparación del lado derecho y el coeficiente de

correlación de Spearman (no paramétrico) para el lado izquierdo por no cumplir criterio de normalidad (Tabla 9.3).

Pareja de Variables	Coficiente Valor	Coficiente Nombre	Significación (p_valor)
F_Brazo_Iz% / In_OCRA_Iz	0,679	Spearman	0,000
F_Brazo_Dr% / In_OCRA_Dr	0,803	Pearson	0,000

Tabla 9.3. Coeficiente de correlación FORCES/OCRA.

Se ha obtenido una **correlación positiva y estadísticamente significativa** (p valor < 0,001) **entre FORCES/OCRA en ambos lados del cuerpo**. Es interesante subrayar el elevado grado de correlación para el lado derecho ($r = 0,80$), que representa una asociación **muy fuerte**. En el lado izquierdo el valor de correlación también es importante, pero algo inferior ($rho = 0,67$), por lo que la asociación es menos fuerte que en el derecho.

Estos datos parecen indicar que ambos métodos están valorando el riesgo de modo similar, siendo sobresaliente la asociación en los resultados para el brazo derecho.

En los gráficos de dispersión en los que se puede observar de forma visual la correlación positiva entre las variables, se muestra la nube de puntos que resulta algo más ajustada para el lado derecho (Fig. 9.3).

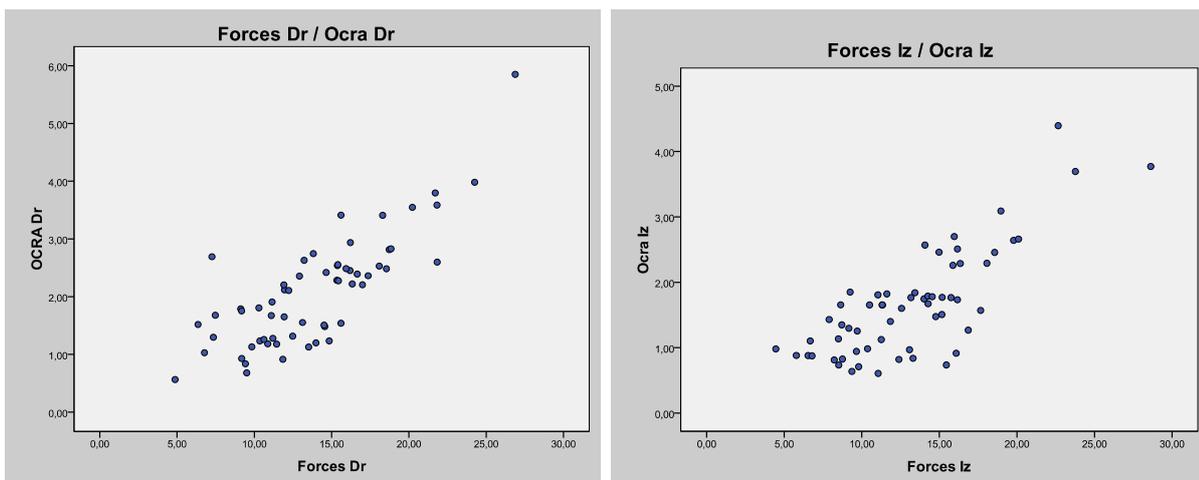


Fig. 9.3. Gráfico de Dispersión FORCES/OCRA Derecho e Izquierdo.

9.1.4 REGRESIÓN LINEAL.

El gráfico de dispersión refleja la relación entre las variables, si bien para cuantificar esta relación debemos utilizar la **Regresión Lineal Simple**. Se trata de un modelo matemático que permite evaluar si la relación entre dos variables cuantitativas, es lineal, y proporciona unos **coeficientes** para ajustar a una línea recta a los diversos pares de valores de cada individuo de la muestra. En este modelo se asume que una de las variables adopta el papel de predictora o **independiente**, y que la otra variable es el efecto, resultado o variable **dependiente**. La variable independiente o predictora suele ser un factor previamente determinado o simplemente más fácil de medir que la que se pretende explicar o predecir a partir de ella. (312, 313).

Por consenso, la variable dependiente o efecto, ocupa el lugar de la Y en el eje cartesiano (ordenada) y la variable independiente el lugar de la X (abscisa). El modelo de regresión lineal simple intenta ajustar los datos de la muestra a la siguiente ecuación:

$$Y = a + bX + e$$

Donde “**a**” es el valor de la ordenada en el origen, esto es, el valor que adoptará Y (la variable dependiente) cuando X valga cero. “**b**” es conocido como “pendiente de la recta” y se interpreta como el cambio de Y por cada unidad de cambio de X. “**e**” es el **error o residuo**, y representa una cuantificación del desajuste de los datos de la muestra al modelo lineal, que lógicamente varía de un individuo a otro, puesto que corresponde a la cantidad que habría que sumar o restar a la predicción para que coincida exactamente con lo observado. Por tanto, los residuos son las diferencias entre las puntuaciones observadas y los pronósticos obtenidos por la recta.

El análisis de regresión lineal empieza siempre por un análisis de la varianza (**ANOVA**), que trata de responder a la siguiente pregunta: ¿es mejor usar X para predecir la variabilidad de Y? o, por el contrario, ¿se puede conseguir la misma explicación de Y sin tener en cuenta los valores de X simplemente usando el valor más representativo de Y, esto es, su media?. Si fuese esto último, la recta del modelo tendría pendiente cero, por lo que la hipótesis nula del contraste es precisamente: $H_0: b = 0$

Cuando se rechaza H_0 (contraste estadísticamente significativo), se concluye diciendo que hay regresión lineal de Y sobre X, ya que se puede explicar una parte de los valores de la variable dependiente (Y) a partir de los valores de la variable independiente o predictora (X), o lo que es lo mismo, que conocido el valor **x** para un individuo se predice el valor de **y** mejor con la ecuación de la recta que con el valor medio de Y.

Sin embargo la predicción que realiza el modelo de regresión lineal no es perfecta y siempre queda algo sin explicar. Este “algo sin explicar” es la **varianza residual (o residuos)** que aparece en la tabla del ANOVA.

Otra forma de cuantificar la bondad del el ajuste del modelo lineal a los datos es a través del llamado **Coefficiente de Determinación, R^2** , que compara lo explicado por la regresión con la variabilidad total de Y, y se interpreta como el porcentaje de la variabilidad total de la variable dependiente Y que es explicada por la variable independiente X. El ajuste perfecto sería 1 y cuando las variables son independientes su valor es 0.

Por último, el análisis de regresión lineal concluye calculando los **coeficientes de regresión **a** y **b**** de la recta, mediante el método de ajuste conocido por “mínimos cuadrados”. Los programas estadísticos aportan para cada uno de ellos la estimación puntual, el error estándar, la significación estadística del contraste y los intervalos de confianza, teniendo sentido interpretar las salidas del coeficiente **b** para tomar decisiones de que hasta qué punto y en qué magnitud la variación de Y depende linealmente de X.(311, 314).

Comprobación de los supuestos del modelo de regresión lineal: análisis de residuos.

Es importante obtener información acerca de la adecuación de los datos a los supuestos del modelo de regresión lineal. Estos supuestos son linealidad, normalidad, homocedasticidad e independencia que deben de cumplir los errores o residuos. Un cumplimiento razonable de los mismos garantiza que las inferencias a la población son válidas y aplicables. (313, 315).

En software de análisis estadístico SPSS utilizado, dispone de una serie de herramientas tanto de naturaleza gráfica como analítica para evaluar el cumplimiento de esos supuestos (310).

En general el error típico de los residuos debe ser lo más pequeño posible, esto nos informará de la exactitud de los pronósticos que realiza la regresión y del mejor ajuste de la nube de puntos a la recta.

Los residuos tipificados (residuos divididos por su error típico) tienen una media de 0 y una desviación típica de 1. Si los residuos está distribuidos normalmente cabe esperar que el 95% se

encuentre en el rango $[-1,96,+1,96]$, y el 99% entre $[-3,+3]$ desviaciones típicas. Es fácil identificar los casos con residuos grandes y estos deben examinarse para averiguar si difieren por algo del resto de los casos.

Los residuos o errores de la regresión deben de cumplir los siguientes supuestos para que la regresión sea aplicable.

- **Normalidad:** Para cada valor de la variable independiente los residuos se distribuyen normalmente con media=0 y desviación típica=1. El Histograma y el Gráfico de Probabilidad Normal son gráficos que permiten, mediante inspección visual, valorar el cumplimiento del supuesto de normalidad en los residuos. Comparando la curva normal con la distribución empírica en el histograma y evaluando el alejamiento de los puntos representados en el segundo gráfico con respecto a la diagonal podemos concluir si existen o no grandes desviaciones de la curva normal. No obstante, también se puede realizar una prueba de significación que cuantifique de forma más objetiva la normalidad como la de Kolmogorov-Smirnov.
- **Homocedasticidad:** Significa que todos los errores de la función de regresión tienen la misma varianza. El cumplimiento de este supuesto puede evidenciarse en el gráfico de dispersión entre los residuos tipificados y lo pronósticos tipificados, siempre que no aparezca ninguna pauta de asociación entre ambos.
- **Linealidad:** La relación entre las variables debe ser lineal. Podemos comprobarla utilizando también en el gráfico de dispersión entre los residuos tipificados y lo pronósticos tipificados. En la medida en que aparezcan tendencias curvilíneas en el gráfico, el modelo utilizado sería incorrecto.
- **Independencia:** Este supuesto expresa que los residuos deben ser independientes entre sí. El estadístico de Durbin Watson (DW) proporciona información sobre independencia, su valor puede oscilar entre 0-4. Se puede asumir independencia con DW cercano a 2 en un rango entre 1,5 y 2,5.

La tabla **Estadísticos sobre los residuos** nos ofrece información del rango, tendencia central y dispersión de las variables que hemos creado con objeto de identificar casos alejados y/o influyentes.

En resumen, **la regresión lineal** nos va a permitir comprobar la relación entre la variable dependiente (VD), en nuestro caso el método OCRA, y la variable predictora o independiente (VI), en este caso el método FORCES, con el doble propósito de:

- Conocer en qué medida el resultado de OCRA (VD) puede ser explicado por el método FORCES (VI).
- Obtener predicciones del resultado del método OCRA (VD) a partir de FORCES (VI).

Para ello calcularemos la ecuación mínimo cuadrática que mejor explique la relación entre las dos variables, obtendremos R^2 que nos dará la calidad de la ecuación de regresión obtenida. Tras esto es necesario chequear el cumplimiento de las condiciones o supuestos que garantizan la validez del procedimiento, para esto se estudiarán los errores o residuos (316).

Estudiamos la regresión FORCES/OCRA para el lado derecho y para el izquierdo del cuerpo.

9.1.4.1 Regresión Lineal FORCES/OCRA Lado Derecho.

Para calcularla la variable independiente o predictora (X) es F_Brazo_Dr% (FORCES), y la dependiente criterio (Y) In_OCRA_Dr.

En la Tabla del **ANOVA** (Tabla 9.4), cuadro resumen del análisis de varianza para la validación del modelo de regresión lineal, observamos que el valor de la media cuadrática de los residuos (que es el

error de la estimación) es pequeño (0,32) siendo además inferior al de la regresión (34,6). Cuanto más pequeño en este error mejor es el ajuste de la regresión, en este caso se considera ajustada.

El estadístico F presenta un **p** valor < 0,000, estadísticamente significativo, lo que nos lleva a rechazar la hipótesis nula $H_0: b = 0$, y en consecuencia a aceptar $H_1: b \neq 0$. Esto supone la existencia de regresión lineal de Y sobre X y por tanto se puede explicar una parte de los valores de la variable dependiente (Y= OCRA) a partir de los valores de la variable independiente o predictora (X = FORCES). En definitiva, que conocido el valor de FORCES para un individuo, se predice el valor de OCRA mejor con la ecuación de la recta de regresión, que con el valor medio de OCRA.

ANOVA^b

Modelo	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
1 Regresión	34,611	1	34,611	105,085	0,000 ^a
Residual	19,103	58	0,329		
Total	53,714	59			

(Variables predictoras: (Constante), F_Brazo_Dr%, b. Variable dependiente: In_OCRA_Dr)

Tabla 9.4 . ANOVA FORCES/OCRA Lado derecho.

Coeficientes^a

Modelo	Coeficientes no estandarizados		Coeficientes tipificados	t	Sig.	Intervalo de confianza de 95 % para B	
	B	Error típ.	Beta			Límite inferior	Límite superior
1 (Constante)	-0,259	0,240		-1,078	0,286	-0,740	0,222
F_Brazo_Dr%	0,169	0,016	,803	10,251	0,000	0,136	0,202

(a. Variable dependiente: In_OCRA_Dr).

Tabla 9.5. Coeficientes de Regresión FORCES/OCRA Lado derecho

En la Tabla 9.5 se presentan los coeficientes de regresión para el lado derecho, siendo $a = -0,259$ (constante) y $b = 0,169$ (pendiente de la recta) este último es estadísticamente significativo con un p valor $< 0,000$ y con un intervalo de confianza para el 95% $[0,136 - 0,202]$. Lo que nos permite rechazar la hipótesis nula, resultando esto coincidente con la información obtenida del análisis de la varianza que valida el modelo y de esta manera se puede establecer que **existe asociación entre las variables**.

La ecuación de regresión que modeliza dicha asociación significativa será la siguiente:

$$Y = (-0,259) + 0,169 * X$$

O lo que es lo mismo **OCRA Dr = (-0,259) + 0,169 * FORCES Dr**

De lo anterior se desprende que cuando FORCES aumenta una unidad OCRA aumenta 0,169.

Resumen del modelo^b

Modelo	R	R cuadrado	R cuadrado corregida	Error típ. de la estimación	Durbin-Watson
1	0,803 ^a	0,644	0,638	0,57390	1,785

(a. Variables predictoras: (Constante), F_Brazo_Dr%, b. Variable dependiente: In_OCRA_Dr).

Tabla 9.6. Resumen del modelo de Regresión FORCES/OCRA Lado derecho.

La Tabla 9.6 representa el **resumen del modelo** y nos proporciona información acerca de la bondad de ajuste del mismo.

El coeficiente de determinación obtenido por el modelo es $R^2 = 64.4 \%$.

Se interpreta como el porcentaje de variabilidad del total de Y explicado por X, es decir el porcentaje de In_OCRA_Dr explicado por FORCES_Brazo_Dr%, y este valor podría calificarse como un ajuste **moderado o bueno entre ambos métodos para el lado derecho**.

La **R cuadrado** sobreestima el valor poblacional, por ello una estimación más adecuada de la bondad de ajuste poblacional es R cuadrado corregida, el valor para el lado derecho es: R^2 corregida = 63.8 % resulta un valor algo inferior, pero con una interpretación similar.

9.1.4.2 Comprobación de los supuestos del modelo de regresión lineal: análisis de residuos.

En la Tabla 9.7 se analiza el cumplimiento de los cuatro supuestos para los residuos tipificados en el caso de FORCES/OCRA Lado Derecho para que la regresión pueda ser aplicable. Se verifican todos los criterios.

Supuesto	Criterios	Cumple
Normalidad	Histograma y Gráfico de Prob Normal.	✓
	Media 0 y 99% de ellos en el rango [-3, +3] desviaciones estándar.	✓
	Kolmogorov-Smirnov; p valor 0,2.	✓
Homocedasticidad	Gráfico de dispersión entre los residuos tipificados y los pronósticos tipificados, muestra la no existencia de pauta de asociación.	✓
Linealidad	Gráfico de dispersión entre los residuos tipificados y lo pronósticos tipificados. No aparecen tendencias curvilíneas.	✓
Independencia	El estadístico de Durbin Watson presenta un valor de 1,78 por lo que se puede asumir independencia.	✓

Tabla 9.7. Análisis residuos tipificados Regresión FORCES/OCRA Lado derecho.

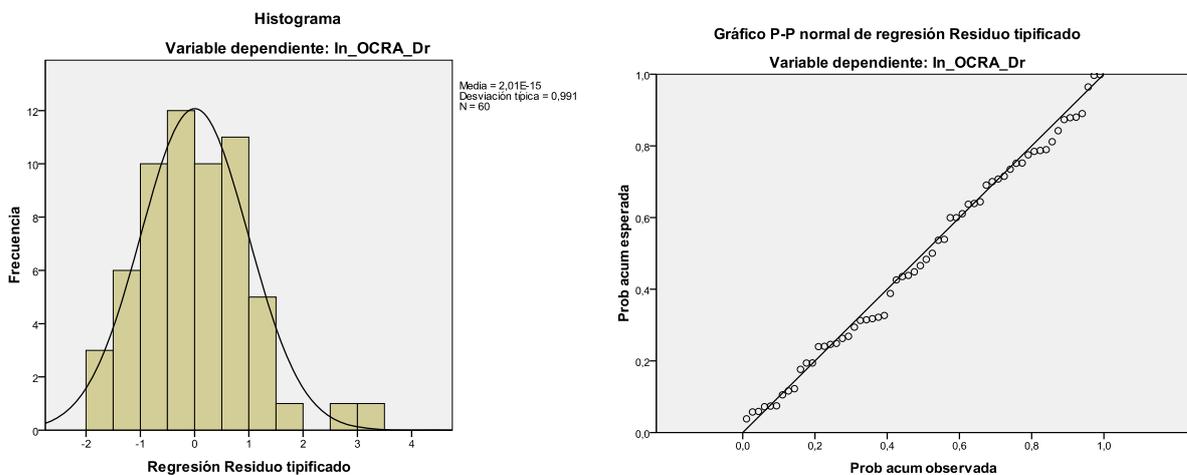


Fig. 9.4. Histograma y Gráfico de Probabilidad Normal de Regresión de residuo tipificado.

El histograma y el gráfico P-P Normal del residuo tipificado, ponen de manifiesto que la mayoría de los puntos están en la diagonal con lo que puede asumirse el cumplimiento del supuesto de normalidad (Fig. 9.4).

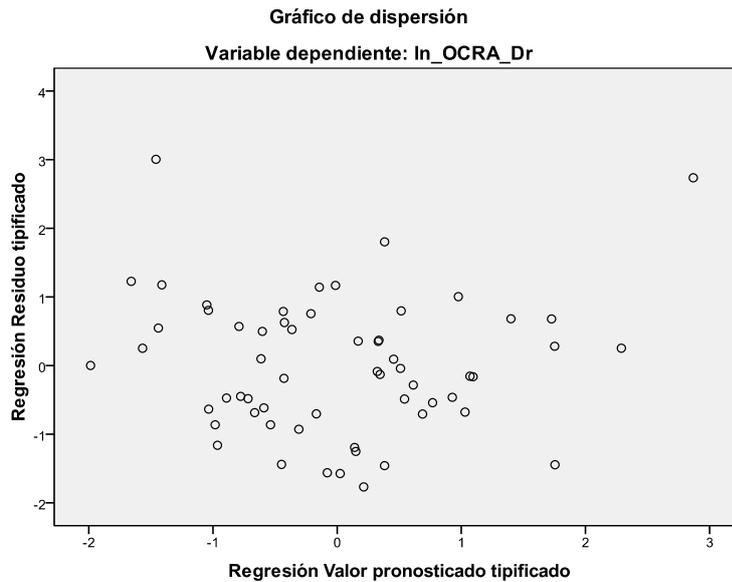


Fig. 9.5. Gráfico de dispersión de los residuos tipificados.

El gráfico de dispersión de los residuos tipificados (Fig. 9.5) frente a las puntuaciones ajustadas tipificadas (pronósticos tipificados) nos proporciona información acerca del cumplimiento en este caso de los supuestos de linealidad y homocedasticidad del modelo.

Al verificarse el cumplimiento de todos los criterios se puede afirmar que para el **lado derecho el método FORCES permite predecir el método OCRA de forma adecuada.**

9.1.4.3 Regresión FORCES/OCRA Lado Izquierdo.

Se calcula considerando la variable independiente o predictora (X) F_Brazo_Iz% (FORCES), y la dependiente o criterio (Y) ln_OCRA_Iz.

En la Tabla del **ANOVA** (Tabla 9.8), cuadro resumen del análisis de varianza para la validación del modelo de regresión lineal, se observa que el valor de la media cuadrática de los residuos (que es el error típico de la estimación) es pequeño (0,25), siendo además inferior al de la regresión (24,1). Cuanto más pequeño en este error típico mejor es el ajuste de la regresión, en este caso se considera ajustada.

El estadístico F presenta un p valor < 0,000 estadísticamente significativo, lo que nos lleva a rechazar la hipótesis nula $H_0: b = 0$, y en consecuencia a aceptar $H_1: b \neq 0$. Esto supone, la existencia de regresión lineal de Y sobre X y por tanto, se puede explicar una parte de los valores de la variable dependiente (Y= OCRA), a partir de los valores de la variable independiente o predictora (X = FORCES). En definitiva, que conocido el valor de FORCES para un individuo, se predice el valor de OCRA mejor con la ecuación de la recta de regresión que con el valor medio de OCRA.

ANOVA^b

Modelo	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
1 Regresión	24,112	1	24,112	95,173	0,000 ^a
Residual	14,695	58	0,253		
Total	38,807	59			

Tabla 9.8. ANOVA FORCES/OCRA Lado izquierdo.

Variables predictoras: (Constante), F_Brazo_Iz%. b. Variable dependiente: In_OCRA_Iz)

Los coeficientes de regresión para el lado izquierdo se observan en la Tabla 9.9, siendo $a = -0,154$ (constante) y $b = 0,138$ (pendiente de la recta) este último es estadísticamente significativo, con un p valor $< 0,000$ y con un intervalo de confianza para el 95% [0,109- 0,166]. Lo que nos permite rechazar la hipótesis nula, resultando esto coincidente con la información obtenida del análisis de la varianza que valida el modelo y podemos asimismo, establecer que **existe asociación entre las variables**.

La ecuación de regresión que modeliza dicha asociación significativa será la siguiente:

$$Y = (-0,154) + 0,138 * X$$

O lo que es lo mismo **OCRA Iz = (-0,154) + 0,138* FORCES Iz**

De lo anterior se desprende que cuando FORCES aumenta una unidad OCRA aumenta 0,138.

Coeficientes^a

Modelo	Coeficientes no estandarizados		Coeficientes tipificados	t	Sig.	Intervalo de confianza de 95,0% para B	
	B	Error típ.	Beta			Límite inferior	Límite superior
1 (Constante)	-0,154	0,197		-0,784	0,436	-0,548	0,239
F_Brazo_Iz%	0,138	0,014	,788	9,756	0,000	0,109	0,166

Tabla 9.9. Coeficientes de Regresión FORCES/OCRA Lado izquierdo.

Variable dependiente: In_OCRA_Iz).

Resumen del modelo^b

Modelo	R	R cuadrado	R cuadrado corregida	Error típ. de la estimación	Durbin-Watson
1	0,788 ^a	0,621	0,615	0,50334	2,258

Variables predictoras: (Constante), F_Brazo_Iz%, b. Variable dependiente: In_OCRA_Iz)

Tabla 9.10. Resumen del modelo de Regresión FORCES/OCRA Lado izquierdo.

La Tabla 9.10 presenta el **resumen del modelo** y nos proporciona información acerca de la bondad de ajuste del mismo.

El coeficiente de determinación obtenido por el modelo es $R^2 = 62.1\%$

Se interpreta como el porcentaje de variabilidad del total de Y explicado por X, es decir el valor de In_OCRA_Iz explicado por FORCES_Brazo_Iz%, y este valor puede calificarse como un ajuste **moderado o bueno**.

La R cuadrado (bondad de ajuste) sobreestima el valor poblacional, por ello una estimación más adecuada de la bondad de ajuste poblacional es R cuadrado corregida, el valor para el lado derecho es: R^2 corregida = 61.5 %. Se considera igualmente un ajuste moderado o bueno.

9.1.4.4 Comprobación de los supuestos del modelo de regresión lineal: análisis de residuos

En la Tabla 9.11 se analiza el cumplimiento de los cuatro supuestos para los residuos tipificados en el caso de FORCES/OCRA Lado Izquierdo para que la regresión pueda ser aplicable. Se verifican todos los criterios.

Supuesto	Criterios	Cumple
Normalidad	Histograma y Gráfico de Prob Normal.	✓
	Media 0 y 99% de ellos en el rango [-3, +3] desviaciones estándar.	✓
	Kolmogorov-Smirnov; p valor 0,2.	✓
Homocedasticidad	Gráfico de dispersión entre los residuos tipificados y lo pronósticos tipificados no muestra ninguna pauta de asociación.	✓
Linealidad	Gráfico de dispersión entre los residuos tipificados y lo pronósticos tipificados. No aparecen tendencias curvilíneas .	✓
Independencia	El estadístico de Durbin Watson presenta un valor de 2,2 por lo que se puede asumir independencia.	✓

Tabla 9.11. Análisis residuos tipificados Regresión FORCES/OCRA Lado derecho.

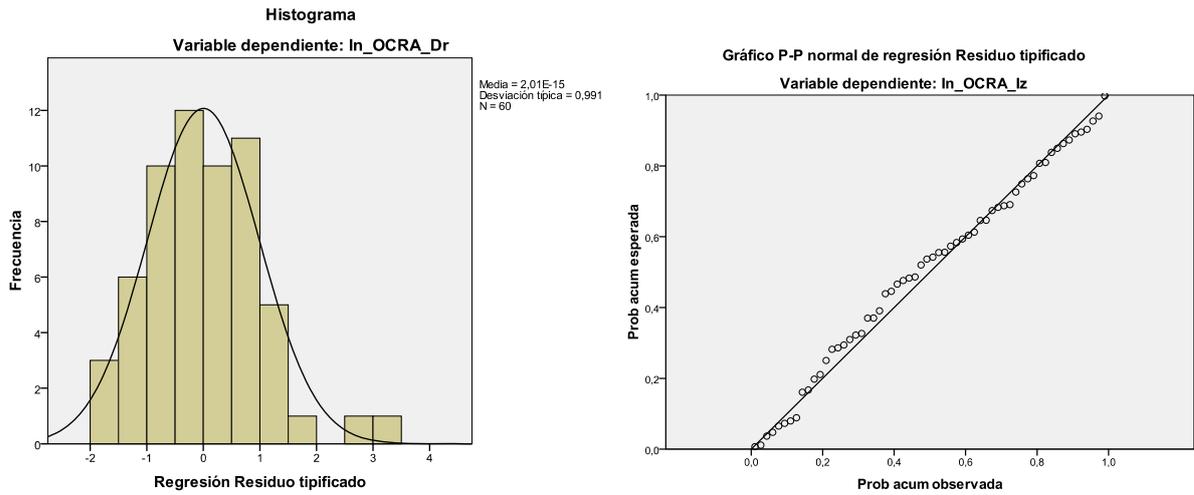


Fig. 9.6 . Histograma y Gráfico de Probabilidad Normal de Regresión de residuo tipificado

El histograma y el gráfico P-P Normal del residuo tipificado, ponen de manifiesto en este caso el cumplimiento del supuesto de normalidad (Fig. 9.6).

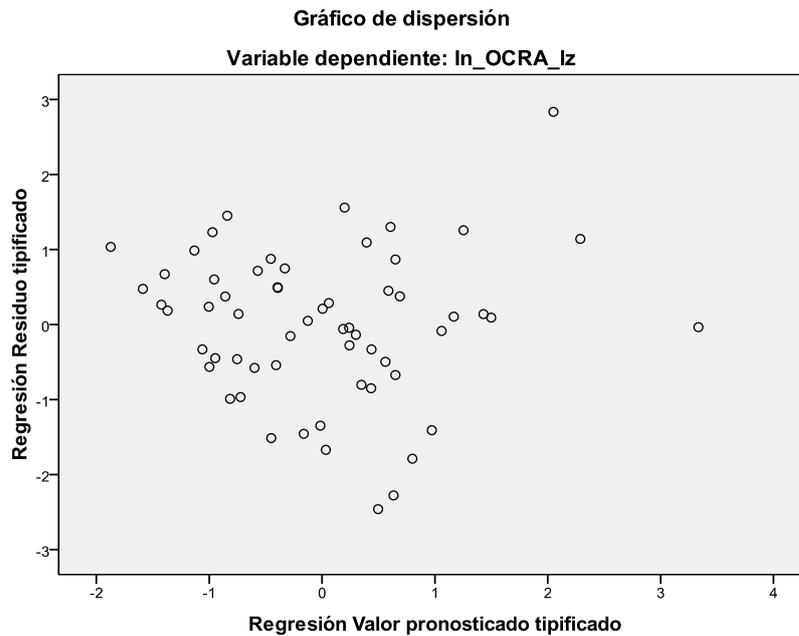


Fig. 9.7. Gráfico de dispersión de los residuos tipificados

El gráfico de dispersión de los residuos tipificados frente a las puntuaciones ajustadas tipificadas (pronósticos tipificados) nos proporciona información acerca del cumplimiento en este caso de los supuestos de linealidad y homocedasticidad del modelo (Fig. 9.7).

Una vez verificados todos los criterios se puede afirmar que para el **lado izquierdo el método FORCES permite predecir el método OCRA de forma adecuada.**

9.1.5 ANÁLISIS DE CONCORDANCIA ENTRE MÉTODOS FORCES/OCRA.

La fiabilidad o reproducibilidad de una medición es la capacidad de obtener un mismo valor cuando una medición se realiza sobre la misma muestra en más de una ocasión. Se puede hablar de “reproducibilidad” tanto si se utiliza el mismo instrumento de medida en más de una ocasión (intraobservador) como si se valoran medidas realizadas en la misma muestra con diferentes procedimientos o métodos (entre observadores). Los términos concordancia y acuerdo son sinónimos de “reproducibilidad”. (112, 310).

Para estudiar la concordancia entre FORCES Y OCRA, los resultados cuantitativos obtenidos con ambos métodos los hemos transformado a cualitativos, en escalas ordinales (ord). Se han utilizado las escalas descritas para el método OCRA (90, 290) y para el método FORCES (3) que permiten clasificar el riesgo de sufrir TME en los puestos de trabajo. La correspondiente al método FORCES posee cinco niveles que para favorecer su estudio hemos reducido a tres de manera que se facilite la comparación con los tres niveles del método OCRA.

Así la nueva clasificación de comparación se compone de tres niveles 0, 1 y 2, que clasifican el riesgo en Bajo, Moderado y Alto. Los intervalos de corte aparecen reflejados en la Tabla 9.12.

Valores	OCRA	FORCES	Riesgo
0	0-2.2	0-15	Bajo
1	2.3-3.5	15.1-25	Moderado
2	>3.6	>25	Alto

Tabla 9.12. Escalas Niveles de Riesgo OCRA y FORCES

Una vez realizada esta clasificación se observa que la distribución de los puestos de nuestra muestra presentan un escaso número de casos con riesgo alto, en concreto, sólo tres en “In_OCRA_Iz” y en “In_OCRA_Dr” y uno en “F_Brazo_Iz%” y en “F_Brazo_Dr%”. El resumen se presenta en la Tabla 9.13.

Sobre la base de lo anterior, teniendo en cuenta la categorización realizada por otros autores, se ha decidido clasificar los resultados en puestos “Con Riesgo y Sin Riesgo” (192, 277), de esta forma se compara la capacidad de ambos métodos para detectar la presencia del mismo.

Para ello, agrupamos los valores 1 y 2 en un solo grupo que sería “Con riesgo”. Lo que convierte las variables OCRA Y FORCES en variables **dicotómicas**, considerando la presencia o ausencia de riesgo de padecer TME (Tabla 8.6). Los puntos de corte a partir de los cuales se considera que se produce la presencia de riesgo posible (aunque sea leve) son: >2,2 para OCRA y > de 15 para FORCES.

En las siguientes tablas (Tabla 9.13 y Tabla 9.14) observamos la distribución de los resultados, por método y presencia o ausencia de riesgo.

Valores	F_Brazo_Iz%	In_OCRA_Iz	F_Brazo_Dr%	In_OCRA_Dr	Riesgo
0	40	49	36	36	Sin riesgo
1	19	8	23	21	Con riesgo
2	1	3	1	3	

Tabla 9.13. Distribución de casos según nivel de riesgo, escala 3 niveles.

Valores	FORCES_BrIZ	ln_OCRA_lz	FORCES_BrDr	ln_OCRA_Dr
Sin riesgo (0)	40	49	36	36
Con riesgo (1)	20	11	24	24

Tabla 9.14. Distribución de casos según nivel de riesgo, escala Dicotómica Riesgo/No Riesgo

Las tablas de contingencia en las que se cruzan los valores obtenidos, nos permiten observar los casos coincidentes en cuanto a resultado “con Riesgo” y “sin Riesgo” al aplicar cada uno de los métodos (Tabla 9.15 y Tabla 9.16).

		OCRA_Dr_Dico		Total
		0	1	
FORCES_BrDr_Dico	0	Recuento 31	5	36
		% dentro de FORCES_BrDr_Dico 86,1%	13,9%	100,0%
FORCES_BrDr_Dico	1	Recuento 5	19	24
		% dentro de FORCES_BrDr_Dico 20,8%	79,2%	100,0%
Total		Recuento 36	24	60
		% dentro de FORCES_BrDr_Dico 60,0%	40,0%	100,0%

Tabla 9.15. Tablas de contingencia FORCES/OCRA Derecha.

El lado derecho presenta mayor número de casos sin riesgo que con riesgo y coincide el mismo número en ambos métodos (36 sin riesgo y 24 con riesgo). El “acuerdo perfecto” se da en 50 casos, que son los que se sitúan en la diagonal de la tabla de contingencia. Por lo que el porcentaje de Acuerdo Simple es de un 83.33%, lo que se corresponde con un **grado de acuerdo muy alto en la detección del riesgo** (317).

		OCRA_IZ_Dico		Total	
		0	1		
FORCES_BrIZ_Dico	0	Recuento	38	2	40
		% dentro de FORCES_BrIZ_Dico	95,0%	5,0%	100,0%
	1	Recuento	11	9	20
		% dentro de FORCES_BrIZ_Dico	55,0%	45,0%	100,0%
Total		Recuento	49	11	60
		% dentro de FORCES_BrIZ_Dico	81,7%	18,3%	100,0%

Tabla 9.16. Tablas de contingencia FORCES –OCRA Izquierda

El lado izquierdo presenta una mayor diferencia en el número de casos sin riesgo que con riesgo que en el lado derecho; (FORCES: 40 sin riesgo y 20 con riesgo y OCRA: 49 sin riesgo y 11 con riesgo). El “acuerdo perfecto” se da en 47 casos, que son los que se sitúan en la diagonal de la tabla de contingencia. Por lo que el porcentaje de Acuerdo Simple es de un 78.30%, lo que se corresponde con un **grado de acuerdo alto en la detección del riesgo**.

Es explicable el menor acuerdo en el nivel de riesgo en el lado izquierdo. Siendo inferior el número de casos con riesgo en OCRA probablemente porque la mayoría de las tareas son realizadas con la mano derecha, por lo que se contabilizan menos acciones técnicas en la izquierda, mientras que el método FORCES analiza los movimientos reales que se están realizando con esa extremidad.

Para analizar la concordancia de las escalas de ambos métodos en la detección de la presencia o no de riesgo aplicamos el **Índice de Kappa** (test de Cohen).

La hipótesis nula $H_0 = 0$ supondría que la concordancia entre FORCES y OCRA es debida al azar (no concordancia) mientras que la hipótesis alternativa $H_1 \neq 0$ indicaría que existe concordancia entre ambos métodos. Si el p valor $> 0,05$ se acepta la hipótesis nula (H_0).

En el caso el lado derecho el p valor es 0,000 por lo que se ha de aceptar la hipótesis alternativa es decir, la existencia de concordancia entre los dos métodos, así como se verifica un acuerdo entre ambos que se puede calificar de **moderado/ bueno** a tenor del valor que arroja el estadístico Kappa (0,653) (Tabla 9.17).

En el caso el lado izquierdo el p valor es 0,000 por lo que aceptamos también la hipótesis alternativa es decir hay concordancia entre los métodos y el valor del Índice de Kappa es 0,451. Esto indica un acuerdo más débil entre ambos y viene a sugerir que no detecta tan bien los casos con riesgo (Tabla 9.17).

Medida de acuerdo	Valor	Error típ. asint. ^a	T aproximada ^b	Sig. aproximada
Kappa Derecho	0,653	0,100	5,056	0,000
Kappa Izquierdo	0,451	0,122	3,775	0,000

Tabla 9.17. Índice Kappa derecho e Izquierdo. Concordancia FORCES y OCRA
(a. Asumiendo la hipótesis alternativa. b. Empleando el error típico asintótico basado en la hipótesis nula)

9.1.6 EVALUACIÓN DE CRITERIO DIAGNÓSTICO O DISCRIMINACIÓN. CURVA ROC FORCES/OCRA.

La capacidad que tiene una prueba diagnóstica para diferenciar entre sanos y enfermos o, en el caso que nos ocupa, entre “riesgo”/“no riesgo” (positivos y negativos) se denomina **discriminación** (318).

Se consideran los métodos ergonómicos estudiados como pruebas diagnósticas, a partir de las que podemos clasificar los puestos de trabajo como, “con riesgo” o “sin riesgo” de producir TME.

Para conocer la validez o capacidad de discriminación del riesgo del método FORCES es necesario compararla con un criterio de referencia o “Gold Standard” y actualmente se puede considerar el método OCRA como tal. A partir de la Sensibilidad y Especificidad de la prueba se construirán las llamadas curvas ROC (*Receiver Operating Characteristic Curves*) que muestran el poder predictivo y discriminatorio del método.

Antes de presentar los resultados recordaremos una serie de conceptos básicos como son *sensibilidad y especificidad, razón de verosimilitud, curvas ROC y área bajo la curva.*

Sensibilidad y Especificidad.

Generalmente, la exactitud diagnóstica de una prueba o método de evaluación se expresa como sensibilidad y especificidad diagnósticas. Cuando se utiliza una prueba dicotómica (sólo resultado positivo o negativo), la sensibilidad es la probabilidad de clasificar correctamente a un individuo cuyo estado real sea el definido como positivo o con riesgo respecto a la condición que estudia la prueba, razón por la que también es denominada fracción de verdaderos positivos (FVP). La especificidad es la probabilidad de clasificar correctamente a un individuo cuyo estado real sea el definido como negativo o sin riesgo. Sería el resultado de restar a uno la fracción de falsos positivos (FFP) (319).

Razón de Verosimilitud.

El Coeficiente de Probabilidad o Razón de Verosimilitud (RV) también llamado “*Likelihood Ratio*” es la mejor medida de la utilidad de una prueba diagnóstica. Es el cociente entre la probabilidad de obtener un determinado resultado en los individuos enfermos y la probabilidad de ese mismo resultado en individuos no enfermos (316).

La RV informa de, cuanto mayor es la probabilidad de encontrar un resultado positivo en un paciente con la enfermedad que en alguien sin ella. Su valor no está influido por la prevalencia de la enfermedad, característica que permite realizar comparaciones entre diferentes test diagnósticos. En nuestro caso lo aplicaremos a la presencia o no de riesgo en un caso positivo(112).

Razón de verosimilitud para un test positivo (RV+) o Likelihood ratio + (LR+) Es igual a la expresión: sensibilidad / 1 – especificidad. La RV para un resultado positivo informa de la medida en que la probabilidad de presencia de riesgo aumenta cuando el test es positivo, es deseable que su valor sea mayor de 1.

Los resultados de RV+ se clasifican como: test poco útil para confirmar un diagnóstico (entre 1-2), prueba con valor “moderado” (entre 2-10), buen test (entre 10-50), test excelente (mayor de 50).

Razón de verosimilitud para un test negativo (RV-) o Likelihood ratio - (LR-) Es igual la expresión: (1 - sensibilidad) / especificidad La RV para un test negativo informa de como la probabilidad de presencia de riesgo disminuye cuando el test es negativo, es deseable que su valor sea menor de 1.

Los resultados de RV- se clasifican como: test poco útil para rechazar un diagnóstico (entre 1-0.5), prueba con valor “moderado” (entre 0.5-0.1), buen test (entre 0.1-0.02), test excelente (mayor de 0.02).

Curvas ROC (Receiver Operating Characteristic).

Para que una prueba o método diagnóstico pueda ser utilizado es necesario seleccionar los valores a partir de los que se tomarán decisiones, valores a los que se denominan “puntos de corte” o “umbrales de decisión”.

Muchos de los test diagnósticos proporcionan resultados en una escala de datos continuos, en estos casos es necesario establecer criterios que permitan transformar una información numérica en resultados dicotómicos de normalidad/no normalidad o riesgo/no riesgo. En nuestro caso los valores cuantitativos continuos son el resultado para el brazo del método FORCES y los confrontamos con los valores dicotómicos que aporta el método OCRA, (considerado gold standard) y que clasifica cada puesto como con riesgo y sin riesgo.

Cada punto de corte lleva consigo un par de valores para la sensibilidad y especificidad de la exactitud de la prueba. Las curvas ROC proporcionan una representación gráfica de la capacidad de una prueba para discriminar. Se examinan todos los umbrales de decisión mediante la presentación de los pares compuestos de sensibilidad y especificidad para todo el rango de resultados observados. En el eje “Y” se representa la sensibilidad o fracción de verdaderos positivos de una prueba, en el eje “X” se representan los falsos positivos, que es lo mismo que 1- especificidad (318).

El valor de corte más pequeño es el valor mínimo observado (prueba menos 1) y el valor de corte más grande es el valor máximo observado (prueba más 1). Todos los demás valores de corte son los promedios de dos valores de las pruebas observadas ordenados consecutivamente.

Una prueba diagnóstica con una discriminación perfecta dará lugar a una curva que pasa a través de la esquina superior izquierda, donde la fracción de verdaderos positivos es 1 ó 100 % (sensibilidad perfecta) y la fracción de falsos positivos es 0 (especificidad perfecta). La curva teórica de una prueba que no discrimina (distribución idéntica de los resultados para ambos grupos) es una línea diagonal de 45°. Una sensibilidad del 80% se considera adecuada para detectar el riesgo.

El área bajo la curva ROC es un excelente indicador global de la precisión de una prueba diagnóstica. Hace posible expresar la utilidad de una prueba mediante un número simple. El valor del área bajo la curva oscila entre 1, que representa la máxima exactitud (discriminación perfecta) y 0,5 que es la mínima exactitud (no hay diferencias en la distribución de los valores de la prueba en los dos grupos).

Para aceptar la discriminación de la prueba **p** valor deberá ser $< 0,05$ y/o intervalo de confianza que no contener el valor 0,5 (309, 317).

9.1.6.1 Curva ROC FORCES Brazo Dr /OCRA Dr Dicotómico.

La curva ROC representada en el gráfico (Fig. 9.8) es la creada tomando como variable estado o dicotómica OCRA Dr (cuyo valor positivo es 1) y como variable resultado FORCES Brazo derecho (cuantitativa continua). (F_Brazo_Dr%/OCRA_Dr_Dico)

Se comprueba que la curva se aproxima de forma notable a la esquina superior izquierda, lo que indica una buena discriminación.

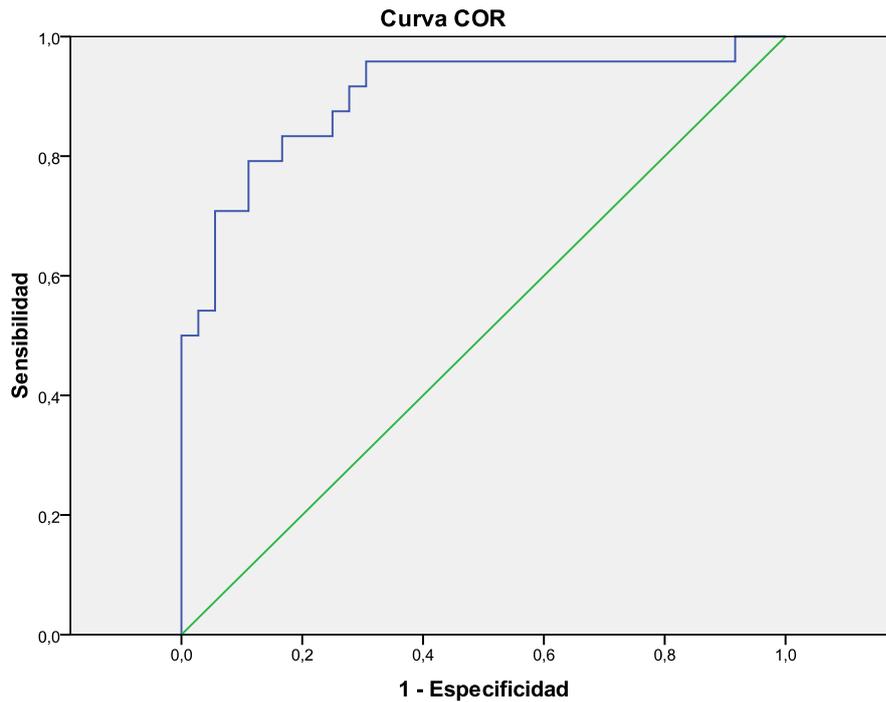


Fig. 9.8. Curva ROC lado derecho.

Área	Error típ. ^a	Sig. asintótica ^b	Intervalo de confianza asintótico al 95%	
			Límite inferior	Límite superior
0,900	0,045	0,000	0,813	0,988

(Variables resultado de contraste:F_Brazo_Dr%; a:Bajo el supuesto no paramétrico).

Tabla 9.18. Área bajo la curva, lado derecho.

El área bajo la curva expresa la probabilidad que tiene FORCES Brazo Dr de clasificar correctamente riesgo y no riesgo con respecto a como lo clasifica OCRA Dr (Tabla 9.18).

Cuando **p** valor =0,5 se acepta hipótesis nula (debida al azar); en este caso p valor 0,000, por tanto aceptamos la hipótesis alternativa H_1 , en consecuencia se puede concluir que existe **relación y se detecta bien el riesgo para el lado derecho**.

El intervalo de confianza (0, 81- 0,98) pone también de manifiesto que la prueba es capaz de discriminar entre la existencia de riesgo y no riesgo.

Los resultados que arrojan el análisis del Área bajo la curva vienen a indicar que el método FORCES aplicado al estudio del brazo derecho es una prueba de elevada precisión diagnóstica, con un valor 0,9 cercano a la exactitud máxima. Por tanto, un individuo elegido aleatoriamente entre los positivos tiene un **90%** de posibilidades de serlo realmente.

Para seleccionar el **punto de corte** más adecuado, hay que tener en cuenta que conforme aumentamos la sensibilidad se incrementa la detección del riesgo. El punto de corte que se ha venido considerando en el método FORCES como diagnóstico de la presencia de riesgo es el valor 15. Al

analizar las parejas de valores de (sensibilidad y 1-especificidad) (Tabla 9.19) se comprueba que al valor 15,09 le corresponde una sensibilidad del 79,2% que puede considerarse adecuada para la detección del riesgo. Por tanto se considera adecuado mantener 15 como punto de corte para el método FORCES.

Positivo si es mayor o igual que*	Sensibilidad	1 - Especificidad	Positivo si es mayor o igual que*	Sensibilidad	1 - Especificidad
3.87	1.00	1.00	13.90	0.83	0.25
5.61	1.00	0.97	14.25	0.83	0.22
6.56	1.00	0.94	14.54	0.83	0.19
7.02	1.00	0.92	14.60	0.83	0.17
7.30	0.96	0.92	14.74	0.79	0.17
7.41	0.96	0.89	15.09	0.79	0.14
8.30	0.96	0.86	15.36	0.79	0.11
9.15	0.96	0.83	15.39	0.75	0.11
9.18	0.96	0.81	15.42	0.71	0.11
9.30	0.96	0.78	15.52	0.71	0.08
9.46	0.96	0.75	15.61	0.71	0.06
9.67	0.96	0.72	15.77	0.67	0.06
10.06	0.96	0.69	16.06	0.63	0.06
10.32	0.96	0.67	16.20	0.58	0.06
10.49	0.96	0.64	16.27	0.54	0.06
10.74	0.96	0.61	16.50	0.54	0.03
10.98	0.96	0.58	16.83	0.50	0.03
11.12	0.96	0.56	17.18	0.50	0.00
11.17	0.96	0.53	17.72	0.46	0.00
11.32	0.96	0.50	18.19	0.42	0.00
11.64	0.96	0.47	18.42	0.38	0.00
11.88	0.96	0.44	18.64	0.33	0.00
11.92	0.96	0.42	18.78	0.29	0.00
11.94	0.96	0.39	19.53	0.25	0.00
12.09	0.96	0.36	20.96	0.21	0.00
12.35	0.96	0.33	21.76	0.17	0.00
12.70	0.96	0.31	21.82	0.13	0.00
13.02	0.92	0.31	23.04	0.08	0.00
13.17	0.92	0.28	25.57	0.04	0.00
13.37	0.88	0.28	27.88	0.00	0.00
13.67	0.88	0.25			

Tabla 9.19 . Coordenadas de la Curva ROC FORCES Brazo Dr /OCRA Dr.

(Variables resultado de contraste: F_Brazo_Dr%.)

(Nota: El menor valor de corte es el valor de contraste observado mínimo menos 1, mientras que el mayor valor de corte es el valor de contraste observado máximo más 1. Todos los demás valores de corte son la media de dos valores de contraste observados ordenados y consecutivo).

El cálculo la Razón de Verosimilitud nos da una buena medida de la utilidad del método FORCES y para el punto de corte 15, arroja el siguiente resultado:

Razon de verosimilitud + (RV+): $Sen/1-Esp= 0,792/0,139=5,69$

Este valor (5,69) se interpreta como el número de veces que es más probable que el test sea positivo en la presencia de riesgo que cuando no lo hay, y nos permite considerar FORCES como una prueba de utilidad “moderada” en la detección del riesgo.

Estableciendo el punto de corte en 15,50 obtenemos una sensibilidad de 70,8% y una especificidad 91,7% y una **RV+ : $Sen/1-Esp= 0,708 / 0,083= 8.53$** , lo que supone una importante mejora en la utilidad de la prueba pero se reduce en parte la sensibilidad.

9.1.6.2 Curva ROC FORCES Brazo IZ% / OCRA IZ Dicotómico.

La curva ROC representada en el gráfico (Fig. 9.9) es la que se crea tomando como variable estado o dicotómica OCRA Iz (cuyo valor positivo es 1) y como variable resultado FORCES Brazo Izquierdo (cuantitativa continua).

Se comprueba que para FORCES Brazo Izquierdo la curva se aproxima forma importante a la esquina superior izquierda, lo que indica una buena discriminación.

(F_Brazo_Iz% / OCRA_Iz_Dico)

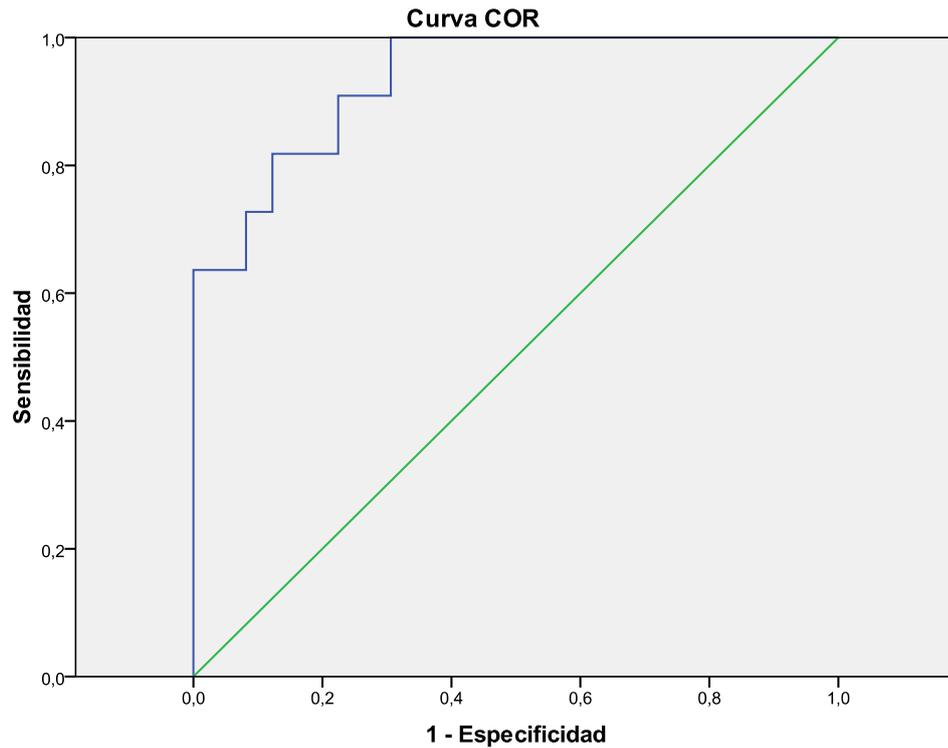


Fig. 9.9. Curva ROC lado izquierdo.

Área	Error típ. ^a	Sig. asintótica ^b	Intervalo de confianza asintótico al 95%	
			Límite inferior	Límite superior
0,933	0,036	0,000	0,857	1,000

(Variables resultado de contraste: F_Brazo_Iz %; a:Bajo el supuesto no paramétrico).

Tabla 9.20. Área bajo la curva, lado izquierdo.

El área bajo la curva expresa la probabilidad que tiene FORCES “Brazo Iz” de clasificar correctamente riesgo y no riesgo con respecto a OCRA lado izquierdo (Tabla 9.20).

Quando **p** valor =0,5 se acepta hipótesis nula (debida al azar); en este caso **p** valor=0,000, por tanto aceptamos la **H₁**, **hay relación y se detecta bien el riesgo.**

El intervalo de confianza (0, 85- 1) al no incluir el 0,5, pone también de manifiesto que la prueba es capaz de discriminar entre la existencia de riesgo y no riesgo.

El resultado que aporta el análisis del área bajo la curva viene a indicar de este modo que el método FORCES, aplicado al estudio del brazo izquierdo, es una prueba de elevada precisión diagnóstica, con un valor 0,93 cercano a la exactitud máxima. Por tanto, un individuo elegido aleatoriamente entre los positivos tiene un **93%** de posibilidades de serlo realmente.

Para seleccionar el **punto de corte** más adecuado, hay que tener en cuenta que conforme aumentamos la sensibilidad se incrementa la detección del riesgo. El punto de corte que se ha venido considerando en el método FORCES como diagnóstico de la presencia de riesgo es el valor 15. Al analizar las parejas de valores de (sensibilidad y 1-especificidad) para el lado izquierdo (Tabla 9.21), se comprueba que al valor 15,07 le corresponde una sensibilidad del 81,8%, que puede considerarse adecuada para la detección del riesgo. Por tanto, se considera adecuado mantener 15 como punto de corte para el método FORCES.

Positivo si es mayor o igual que*	Sensibilidad	1 - Especificidad	Positivo si es mayor o igual que*	Sensibilidad	1 - Especificidad
3.46	1.00	1.00	13.24	1.00	0.37
5.12	1.00	0.98	13.36	1.00	0.35
6.16	1.00	0.96	13.72	1.00	0.33
6.61	1.00	0.94	14.04	1.00	0.31
6.73	1.00	0.92	14.17	0.91	0.31
7.34	1.00	0.90	14.27	0.91	0.29
8.06	1.00	0.88	14.41	0.91	0.27
8.36	1.00	0.86	14.65	0.91	0.24
8.50	1.00	0.84	14.87	0.91	0.22
8.58	1.00	0.82	15.07	0.82	0.22
8.68	1.00	0.80	15.17	0.82	0.20
8.73	1.00	0.78	15.31	0.82	0.18
8.96	1.00	0.76	15.60	0.82	0.16
9.21	1.00	0.73	15.81	0.82	0.14
9.31	1.00	0.71	15.92	0.82	0.12
9.51	1.00	0.69	16.02	0.73	0.12
9.68	1.00	0.67	16.12	0.73	0.10
9.75	1.00	0.65	16.16	0.73	0.08
10.08	1.00	0.63	16.26	0.64	0.08
10.44	1.00	0.61	16.61	0.64	0.06
10.77	1.00	0.59	17.26	0.64	0.04
11.05	1.00	0.57	17.86	0.64	0.02
11.16	1.00	0.55	18.31	0.64	0.00
11.29	1.00	0.53	18.76	0.55	0.00
11.32	1.00	0.51	19.37	0.45	0.00
11.47	1.00	0.49	19.94	0.36	0.00
11.73	1.00	0.47	21.38	0.27	0.00
12.12	1.00	0.45	23.21	0.18	0.00
12.48	1.00	0.43	26.20	0.09	0.00
12.82	1.00	0.41	29.63	0.00	0.00
13.12	1.00	0.39			

Tabla 9.21 . Coordenadas de la Curva ROC FORCES Brazo Dr /OCRA Iz.

(Variables resultado de contraste:F_Brazo_Iz %.)

El cálculo de la Razón de Verosimilitud nos da una buena medida de la utilidad del método FORCES y para el punto de corte 15, arroja el siguiente resultado:

$$\text{Razón de verosimilitud + (RV+): Sen/1-Esp= 0,818 / 0,224= 3,65}$$

Este valor (**3,65**) se interpreta como el número de veces que es más probable que el test sea positivo en la presencia de riesgo que cuando no lo hay y nos permite considerar FORCES como una prueba de utilidad “moderada” en la detección del riesgo.

Estableciendo el punto de corte en 15.5 obtenemos una sensibilidad de 81,8% y una especificidad 83,7 % y una $RV+ : Sen/1-Esp= 0,818 / 0,163= 5,01$, mejoramos la utilidad de la prueba sin comprometer la sensibilidad.

Estableciendo el punto de corte en 16 obtenemos una sensibilidad de 72,7% y una especificidad 87,8% y una $RV+ Sen/1-Esp= 0,727 / 0,122=5.95$. Supone una mejora en la utilidad de la prueba.

9.2 COMPARACIÓN DE MÉTODOS REBA Y FORCES.

9.2.1 ESTUDIO DESCRIPTIVO DE VARIABLES.

Para realizar la comparación de resultados de valoración de riesgo que ofrecen cada uno de estos métodos utilizamos cuatro parejas de variables. Las de FORCES son: Lumbar, Cervical, Hombro Dr. y Hombro Iz., en las que se considera la postura y la fuerza sin tener en cuenta otros factores como la repetitividad, la frecuencia y los factores adicionales. Del método REBA usaremos las variables Tronco Cuello, Brazo Dr y Brazo Iz del método REBA que valoran los mismos factores de riesgo y las mismas áreas corporales.

Todas estas variables son **cuantitativas continuas**. Las vamos a comparar por parejas según la zona del cuerpo:

- FORCES lumbar/REBA Tronco.
- FORCES Cervical/REBA Cuello.
- FORCES Hombro Dr /REBA Brazo Dr.
- FORCES Hombro Iz /REBA Brazo Iz.

En la Tabla 9.22 y en la Tabla 9.23 se recopila estudio estadístico descriptivo de cada una de las variables.

Descriptivos		F_Lumbar	F_Cervical	F_Homb_Dr	F_Homb_Iz
Media		1.30	1.89	1.15	1.13
Intervalo confianza 95%	Límite inferior	1.19	1.80	1.09	1.07
	Límite superior	1.41	1.98	1.22	1.19
Media		1.30	1.88	1.14	1.12
Mediana		1.29	1.88	1.12	1.12
Varianza		0.18	0.12	0.07	0.05
Desviación típica		0.42	0.35	0.26	0.23
Mínimo		0.39	1.25	0.69	0.73
Máximo		2.33	2.77	1.97	1.72
Rango		1.94	1.52	1.28	0.99
Amplitud intercuartil		0.61	0.44	0.29	0.29
Asimetría		0.06	0.23	0.77	0.55
Curtosis		-0.24	-0.11	0.55	0.12

Tabla 9.22 . Estudio descriptivo de las variables utilizadas en comparación FORCES/REBA (parte I).

Descriptivos		R_Tronco	R_Cuello	R_Brazo_Dr	R_Brazo_Iz
Media		0.93	2.14	2.50	2.49
Intervalo confianza 95%	Límite inferior	0.80	1.80	2.18	2.18
	Límite superior	1.05	2.48	2.82	2.80
Media		0.91	2.05	2.45	2.46
Mediana		0.86	1.89	2.28	2.17
Varianza		0.24	1.71	1.53	1.47
Desviación típica		0.49	1.31	1.24	1.21
Mínimo		0.03	0.30	0.33	0.32
Máximo		2.55	5.64	5.69	5.28
Rango		2.52	5.33	5.36	4.96
Amplitud intercuartil		0.62	1.71	1.69	1.80
Asimetría		0.60	0.87	0.70	0.30
Curtosis		0.69	0.51	-0.03	-0.72

Tabla 9.23 . Estudio descriptivo de las variables utilizadas en comparación FORCES/REBA (parte II)

Se presentan los diagramas de cajas de cada una de estas variables

En los diagramas de cajas (Fig. 9.10, Fig. 9.11, Fig. 9.12 y Fig. 9.13) observamos la presencia de datos extremos (outliers) que han sido revisados, y se ha visto que corresponden con valores de riesgo alto para cada una de las áreas corporales, siendo la única coincidencia de valor extremo entre ambos métodos los que presenta el cuello en el puesto número 42.

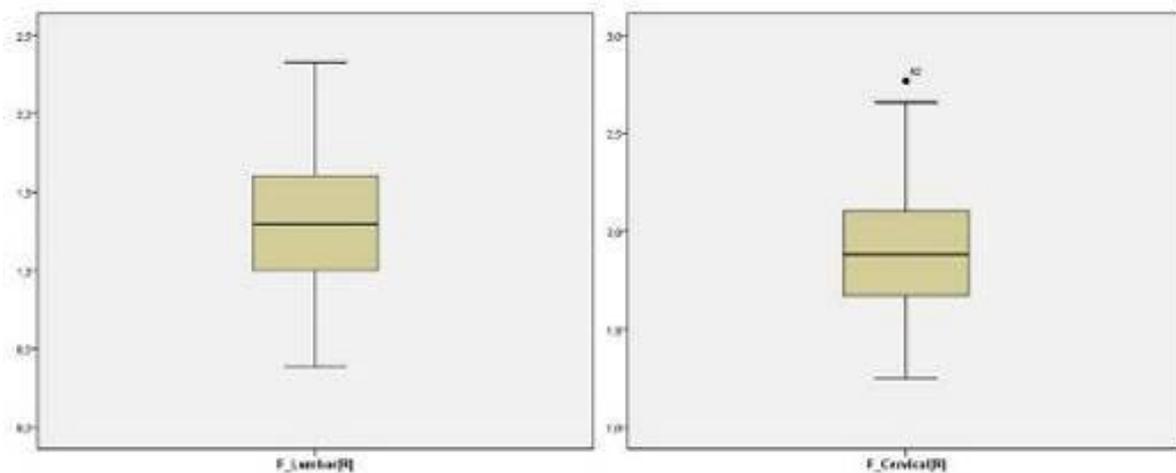


Fig. 9.10. Diagrama de caja de las variables FORCES Cervical y FORCES Lumbar

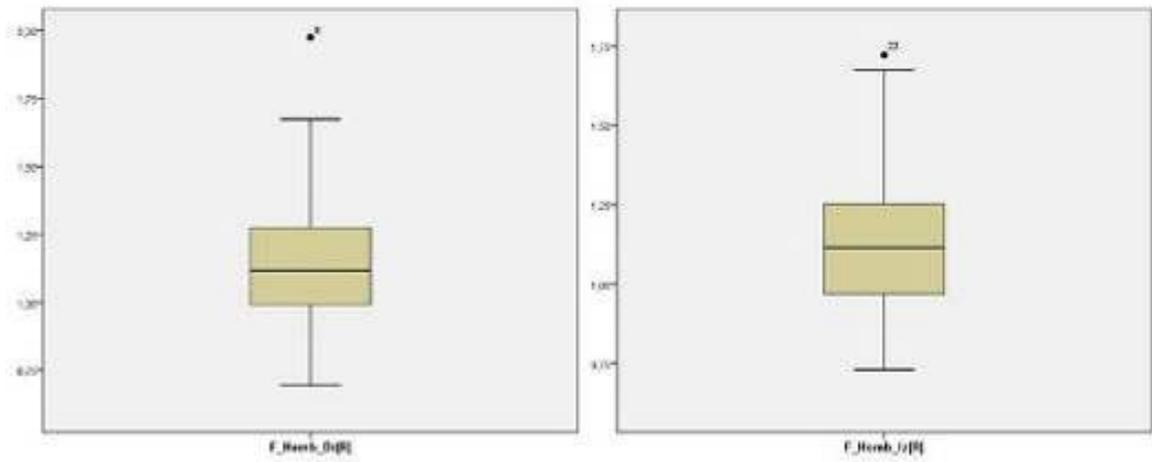


Fig. 9.11. Diagrama de caja de las variables FORCES Hombro Dr y FORCES Hombro Iz

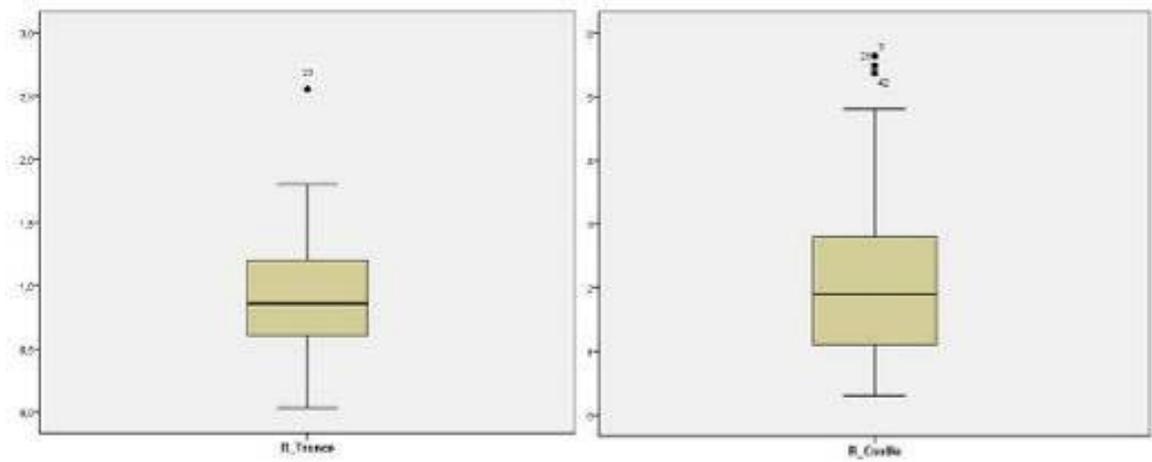


Fig. 9.12. Diagrama de caja de las variables REBA Tronco y REBA Cuello.

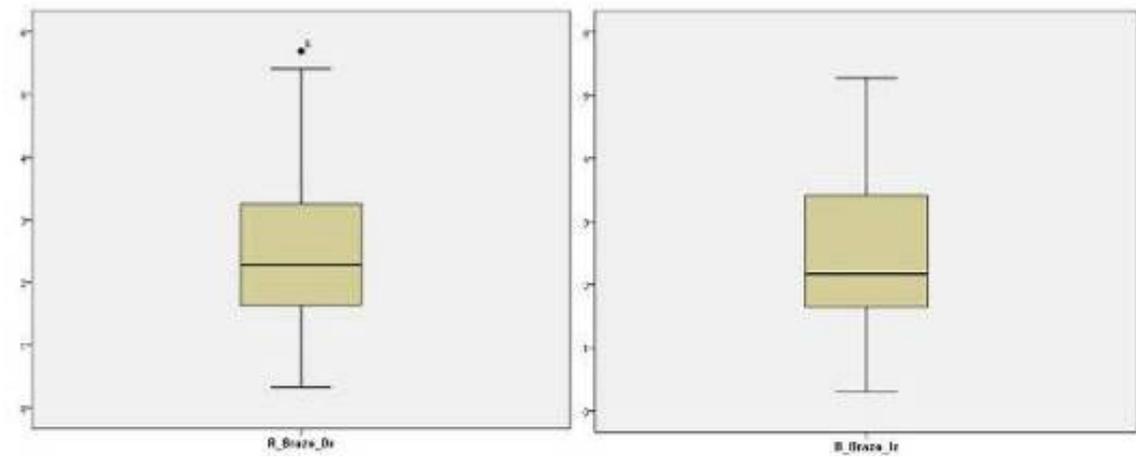


Fig. 9.13. Diagrama de caja de las variables REBA Brazo Dr y REBA Brazo Iz.

9.2.2 TEST DE NORMALIDAD DE KOLMOGOROV-SMIRNOV

Del mismo modo que en la comparación realizada anteriormente con OCRA, es importante conocer la distribución de cada una de las variables y comprobar si cumplen criterios de normalidad ya que esto va a permitir utilizar determinados test estadísticos paramétricos o no paramétricos en la comparación de las mismas (309).

Para ello se ha aplicado el Test de Kolmogorov-Smirnov a cada una de las variables. Se considera que su distribución es normal cuando el p valor es $>0,05$.

En la Tabla (Tabla 9.24) se representan los resultados obtenidos. Tres de estas variables se apartan de la distribución normal. Se trata de las variables FORCES Hombro Derecho (F_Homb_Dr) y REBA Brazo Derecho e Izquierdo (R_Brazo_Dr y R_Brazo_Iz).

Variables	Significación (p_valor)
F_Lumbar[R]	0,200
F_Cervical[R]	0,200
F_Homb_Dr[R]	0,001
F_Homb_Iz[R]	0,200
R_Tronco	0,169
R_Cuello	0,200
R_Brazo_Dr	0,007
R_Brazo_Iz	0,008

Tabla 9.24. Test de normalidad de Kolmogorov-Smirnov (negrita no normal)

9.2.3 CORRELACIÓN LINEAL.

Como se ha comentado anteriormente la **correlación** es un parámetro estadístico que evalúa la fuerza de asociación entre las variables cuantitativas, indicando además la dirección de esta asociación, si es directa o es inversa.

Para analizar la asociación entre los dos métodos ergonómicos FORCES y REBA estudiamos su correlación, aplicando el coeficiente de correlación de Pearson que es paramétrico en aquellas variables que se distribuyen normalmente y el Coeficiente de Correlación Rho de Spearman (no paramétrico) cuando no se cumple criterio de normalidad, se emplea.

Los resultados de la correlación se presentan en la Tabla 9.25.

Pareja de Variables	Coefficiente Valor	Coefficiente Nombre	Significación (p_valor)
FORCES Lumbar/ REBA Tronco	0,801	Pearson	0,000
FORCES Cervical/ REBA Cuello	0,583	Pearson	0,000
FORCES Homb_Dr/ REBA Brazo_Dr	0,645	Spearman	0,000
FORCES Homb_Iz/ REBA Brazo_Iz	0,716	Spearman	0,000

Tabla 9.25. Coeficientes de correlación FORCES/REBA.

Para todas las áreas corporales se ha encontrado una **correlación positiva y estadísticamente significativa** (p valor $< 0,001$) entre FORCES y REBA pero la asociación no presenta la misma fuerza en cada una de ellas.

Es interesante subrayar que **la zona lumbar** se presenta una la asociación **muy fuerte** ($r = 0,801$) entre ambos métodos, mientras que para la zona cervical la asociación es más débil ($r = 0,583$).

El método REBA penaliza cualquier flexión cervical $>20^\circ$, este que puede ser el motivo de esta moderada/débil asociación. El método FORCES sin embargo, realiza una **interpolación** de los ángulos diferentes ángulos que adopta para calcular el riesgo postural. Para ello se han considerado otros métodos de valoración como por la norma UNE EN 1005-4 (que coloca el umbral de riesgo para la flexión por encima de los 40°).

La asociación para la articulación del Hombro es moderada, similar en ambos, siendo más fuerte para el izquierdo ($rho = 0,716$) y algo más débil para el lado derecho ($rho = 0,645$).

Estos datos parecen indicar que ambos métodos están valorando el riesgo de modo semejante, (con la excepción del cuello) siendo sobresaliente la asociación en los resultados para la zona Lumbar.

En los gráficos de dispersión (Fig. 9.14 y Fig. 9.15) se puede observar de forma visual la correlación positiva entre las variables, siendo algo la más ajustada la nube de puntos para la zona lumbar y la más dispersa la cervical.

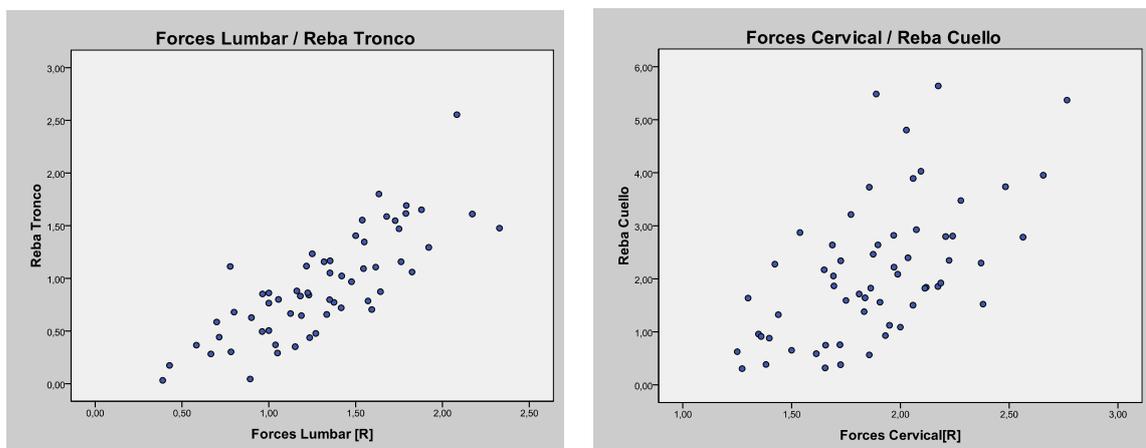


Fig. 9.14. Gráficos de Dispersión FORCES Lumbar/REBA Tronco y FORCES Cervical/REBA Cuello

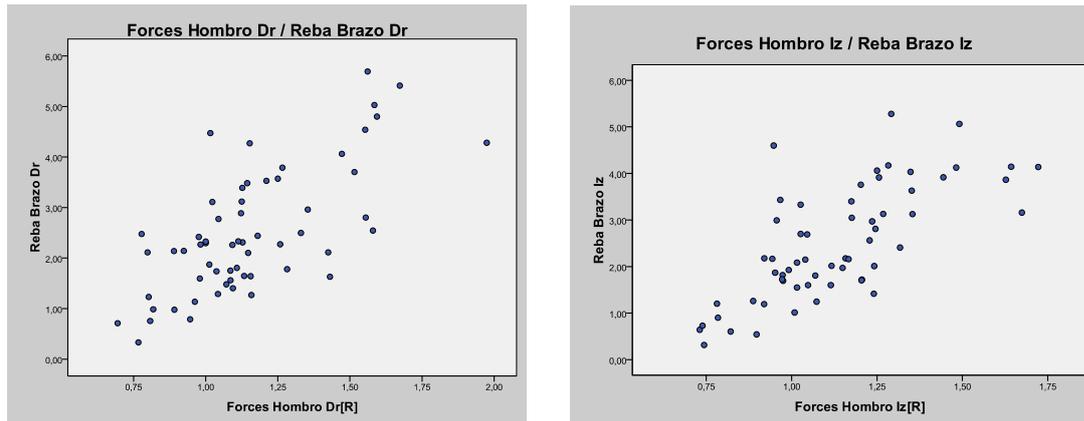


Fig. 9.15. Gráfico de Dispersión FORCES Hombro Dr/ REBA Brazo Dr y FORCES Hombro Iz/ REBA Brazo Iz

9.2.4 REGRESIÓN FORCES /REBA

La **regresión lineal** nos va a permitir comprobar la relación entre la variable dependiente (VD) en nuestro caso el método REBA y la variable predictora o independiente (VI) el método FORCES con el doble propósito de:

- Conocer en qué medida el resultado de REBA (VD) puede ser explicado por el método FORCES (VI).
- Obtener predicciones del resultado del método REBA (VD) a partir de FORCES (VI).

Para ello calcularemos la ecuación mínimo cuadrática que mejor explique la relación entre las dos variables, obtendremos R^2 que nos dará la calidad de la ecuación de regresión obtenida. Tras esto es necesario chequear el cumplimiento de las condiciones o supuestos que garantizan la validez del procedimiento, para esto se estudiarán los errores o residuos.

Estudiamos la regresión para la zona lumbar y para el brazo derecho e izquierdo.

9.2.4.1 Regresión FORCES Lumbar / REBA Tronco

Para el cálculo de ésta, la variable independiente o predictora (X) es FORCES Lumbar, y la dependiente o criterio (Y) REBA Tronco.

En la Tabla del **ANOVA** (Tabla 9.26), cuadro resumen del análisis de varianza para la validación del modelo de regresión lineal, se comprueba que el valor de la media cuadrática de los residuos (que es el error típico de la estimación) es muy pequeño (0,089) siendo además inferior al de la regresión (9,171). Cuanto más pequeño es este error típico mejor es el ajuste de la regresión, por tanto puede considerarse ajustada.

El estadístico F presenta un p valor $< 0,000$ estadísticamente significativo lo que nos lleva a rechazar la hipótesis nula $H_0: b = 0$, y en consecuencia a aceptar $H_1: b \neq 0$. Esto supone la existencia de regresión lineal de Y sobre X y por tanto se puede explicar una parte de los valores de la variable dependiente ($Y = R_Tronco$ (REBA)) a partir de los valores de la variable independiente o predictora ($X = F_Lumbar(R)$, (FORCES)). En definitiva que conocido el valor de FORCES para un individuo se predice el valor de REBA mejor con la ecuación de la recta de regresión que con el valor medio de REBA.

ANOVA^b

Modelo		Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
1	Regression	9,171	1	9,171	103,520	0,000 ^a
	Residual	5,138	58	0,089		
	Total	14,309	59			

(a. Variable predictoras: (Constante), F_Lumbar[R], b. Variable dependiente: R_Tronco)

Tabla 9.26. ANOVA FORCES Lumbar/REBA Tronco.

Coeficientes^a

Modelo	Coeficientes no estandarizados		Coeficientes tipificados	t	Sig.	Intevalo de confianza de 95,0% para B		
	B	Std. Error	Beta			Límite inferior	Límite superior	
	1	(Constante)	-0,287			0,125		-2,291
	F_Lumbar[R]	0,932	0,092	0,801	10,175	0,000	0,748	1,115

(a. Variable dependiente: R_Tronco)

Tabla 9.27. Coeficientes de Regresión FORCES Lumbar/REBA Tronco.

Los coeficientes de regresión (Tabla 9.27) para Lumbar/Tronco son $a = -0,287$ (constante) y $b = 0,932$ (pendiente de la recta) siendo este último significativo con p valor $< 0,000$ y con un intervalo de confianza para el 95% $[0,748 - 1,115]$ lo que nos permite rechazar la hipótesis nula, resultando esto coincidente con la información obtenida del análisis de la varianza que valida el modelo y podemos asimismo establecer que **hay asociación entre las variables**.

La ecuación de regresión que modeliza dicha asociación significativa será la siguiente:

$$Y = (-0,287) + 0,932 * X$$

O lo que es lo mismo **REBA Tronco = (-0,287) + 0,932 * FORCES Lumbar**

De lo anterior se desprende que cuando FORCES Lumbar aumenta una unidad REBA tronco aumenta 0,932.

Resumen del modelo^b

Modelo	R	R cuadrado	R cuadrado corregida	Error típ. de la estimación	Durbin-Watson
1	0,801 ^a	0,641	0,635	0,29764	0,658

(a. Variables predictoras: (Constante), F_Lumbar[R], b. Variable dependiente: R_Tronco).

Tabla 9.28. Resumen del modelo de Regresión FORCES Lumbar/REBA Tronco.

La Tabla 9.28 **Resumen del modelo** nos proporciona información acerca de la bondad de ajuste del modelo.

El coeficiente de determinación obtenido por el modelo es $R^2 = 64.1\%$.

Se interpreta como el porcentaje de variabilidad de total de Y explicado por X, es decir el valor de REBA Tronco explicado por FORCES Lumbar %, y este valor podría calificarse cómo **moderado o bueno**.

La R cuadrado (bondad de ajuste) sobreestima el valor poblacional, por ello una estimación más adecuada de la bondad de ajuste poblacional es R cuadrado corregida, el valor para el lado derecho es: R^2 corregida = 63.5 %.

Comprobación de los supuestos del modelo de regresión lineal: análisis de residuos

Analizamos el cumplimiento de los cuatro supuestos para los residuos tipificados en el caso de FORCES Lumbar /REBA Tronco para que la regresión pueda ser aplicable (Tabla 9.29).

Supuesto		Cumple
Normalidad	Histograma y Gráfico de Prob Normal	✓
	Media 0 y 99% de ellos en el rango [-3, +3] desviaciones estándar.	✓
	Kolmogorov-Smirnov; p valor 0,2	✓
Homocedasticidad	Gráfico de dispersión entre los residuos tipificados y lo pronósticos tipificados no muestra ninguna pauta de asociación	✓
Linealidad	Gráfico de dispersión entre los residuos tipificados y lo pronósticos tipificados. No aparecen tendencias curvilíneas	✓
Independencia	El estadístico de Durbin Watson presenta un valor de 1,658 por lo que se puede asumir independencia.	✓

Tabla 9.29. Análisis residuos tipificados Regresión FORCES Lumbar /REBA Tronco.

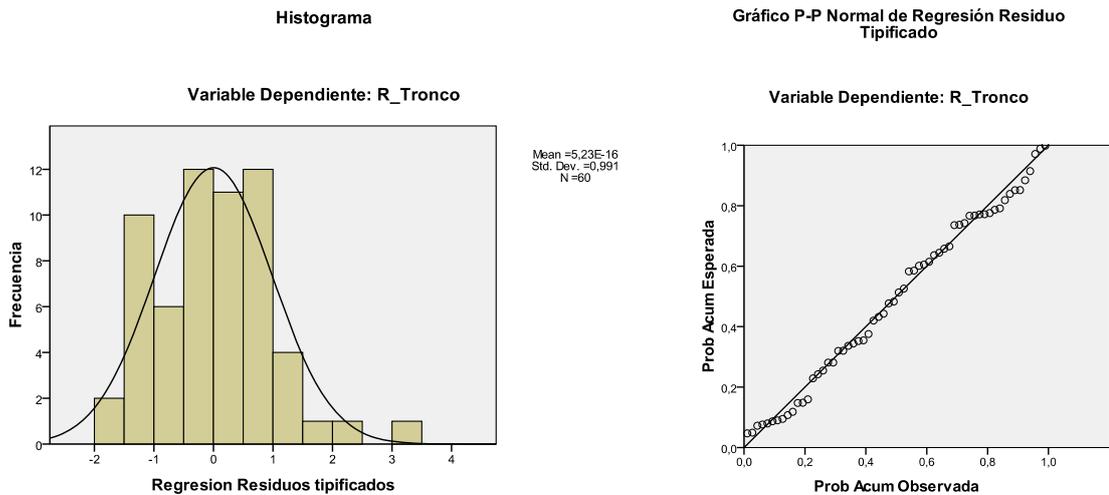


Fig. 9.16. Histograma y Gráfico de Probabilidad Normal de Regresión de residuo tipificado

El histograma y el gráfico P-P Normal del residuo tipificado, ponen de manifiesto en este caso el cumplimiento del supuesto de normalidad (Fig. 9.16).

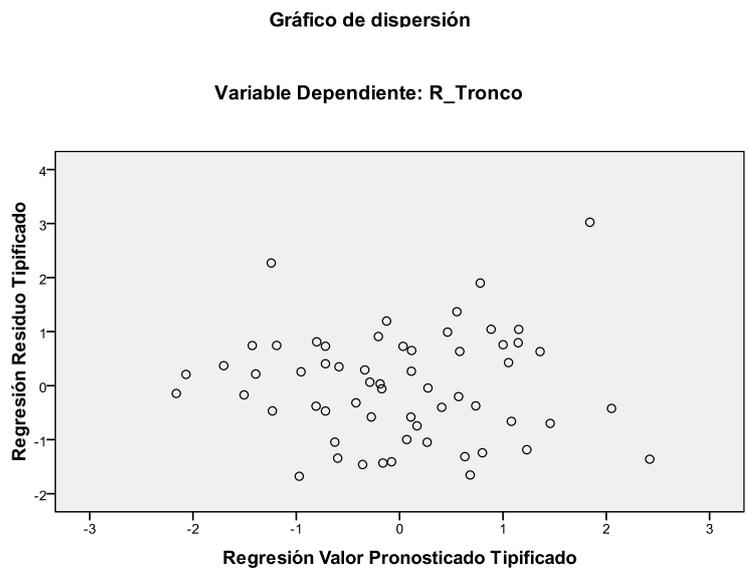


Fig. 9.17. Gráfico de dispersión de los residuos tipificados.

El gráfico de dispersión (Fig. 9.17) de los residuos tipificados frente a las puntuaciones ajustadas tipificadas (pronósticos tipificados) nos proporciona información acerca del cumplimiento en este caso de los supuestos de linealidad y homocedasticidad del modelo.

Al cumplir todos los criterios se puede afirmar que para la zona lumbar/ tronco **el método FORCES permite predecir el método REBA de manera adecuada.**

9.2.4.2 Regresión FORCES Hombro /REBA Brazo.

En el caso de los brazos la Variable independiente o predictora (X) es FORCES Hombro, y la dependiente o criterio (Y) REBA Brazo, se calculará para el lado derecho y para el izquierdo.

En la tabla **ANOVA** (Tabla 9.30), cuadro resumen del análisis de varianza para la validación del modelo de regresión lineal, observamos que el valor de la media cuadrática de la regresión (Iz: 44,730 y Dr:43,548) es mayor que la de los residuos o errores (Iz: 0,727 y Dr: 0,804) tanto en un hombro como en el otro, cuanto más pequeño sea el valor de los residuos más ajustada es la regresión, en este caso se considera ajustada.

El estadístico F presenta un p valor < 0,000 estadísticamente significativo lo que nos lleva a rechazar la hipótesis nula $H_0: b = 0$, y en consecuencia a aceptar $H_1: b \neq 0$. Esto supone la existencia de regresión lineal de Y sobre X y por tanto se puede explicar una parte de los valores de la variable dependiente (Y= REBA Brazo) a partir de los valores de la variable independiente o predictora (X = FORCES Hombro). En definitiva que conocido el valor de FORCES para un individuo se predice el valor de REBA mejor con la ecuación de la recta de regresión que con el valor medio de REBA.

ANOVA Hombro Iz^b

Modelo	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
1 Regression	44,730	1	44,730	61,494	0,000 ^a
Residual	42,188	58	0,727		
Total	86,918	59			

(a.Variable predictora (Constante): F_Homb_Iz [R], b. Variable dependiente: R_Brazo_Iz)

ANOVA Hombro Dr^b

Modelo	Suma de cuadrados	gl	Media cuadrática	F	Sig.
1 Regression	43,548	1	43,548	54,197	0,000 ^a
Residual	46,603	58	0,804		
Total	90,151	59			

(a.Variable predictora (Constante): F_Homb_Dr [R], b. Variable dependiente: R_Brazo_Dr)

Tabla 9.30. ANOVA FORCES Hombro/REBA Brazo Izquierdo y Derecho.

Coeficientes^a

Modelo	Coeficientes no estandarizados		Coeficientes tipificados	t	Sig.	Intervalo de confianza de 95% para B	
	B	Error típ.	Beta			Límite inferior	Límite superior
1 (Constant)	-1,734	,550		-3,153	,003	-2,834	-,633
F_Homb_Iz[R]	3,731	,476	,717	7,842	,000	2,778	4,683

(a. Variable dependiente: R_Brazo_Iz)

Tabla 9.31. Coeficientes de Regresión FORCES Hombro/REBA Brazo Izquierdo.

Coeficientes^a

Modelo	Coeficientes no estandarizados		Coeficientes tipificados	t	Sig.	Intervalo de confianza de 95% para B	
	B	Error típ.	Beta			Límite inferior	Límite superior
1 (Constant)	-1,301	,529		-2,458	,017	-2,361	-,242
F_Homb_Dr[R]	3,293	,447	,695	7,362	,000	2,398	4,188

(a. Variable dependiente: R_Brazo_Dr)

Tabla 9.32. Coeficientes de Regresión FORCES Hombro/REBA Brazo Derecho.

En la Tabla 9.31 y en la Tabla 9.32 se presentan los coeficientes de regresión para Hombro/Brazo:

Lado Izquierdo: son $a = -1,734$ (constante) y $b = 3,731$ (pendiente de la recta) siendo este último significativo con $p \text{ valor} < 0,000$ y con un intervalo de confianza para el 95% [2,778- 4,683].

Lado derecho: son $a = -1,301$ (constante) y $b = 3,293$ (pendiente de la recta) siendo este último significativo con $p \text{ valor} < 0,000$ y con un intervalo de confianza para el 95% [2,398- 4,188].

Estos datos nos permiten rechazar la hipótesis nula, resultando esto coincidente con la información obtenida del análisis de la varianza que valida el modelo y podemos asimismo establecer que **hay asociación entre las variables**.

Las ecuaciones de regresión que modelizan dicha asociación significativa son las siguientes:

$$\text{REBA Brazo Iz} = (-1,734) + 3,731 * \text{FORCES Hombro Iz}$$

$$\text{REBA Brazo Dr} = (-1,301) + 3,293 * \text{FORCES Hombro Dr}$$

Resumen del modelo^b

Modelo	R	R cuadrado	R cuadrado corregida	Error típ. de la estimación	Durbin-Watson
1	,717 ^a	,515	,506	,85287	2,060

(a. Variables predictoras: (Constante), F_Homb_Iz[R], b. Variable dependiente: R_Brazo_Iz).

Resumen del modelo^b

Modelo	R	R cuadrado	R cuadrado corregida	Error típ. de la estimación	Durbin-Watson
1	,695 ^a	0,483	,474	,89638	1,509

(a. Variables predictoras: (Constante), F_Homb_Dr[R], b. Variable dependiente: R_Brazo_Dr).

Tabla 9.33. Resumen del modelo de Regresión FORCES Hombro/REBA Brazo Izquierdo y Derecho

La Tabla 9.33 **Resumen del modelo** nos proporciona información acerca de la bondad de ajuste del mismo.

El coeficiente de determinación obtenido para el hombro Izquierdo es $R^2 = 51,5\%$

El coeficiente de determinación obtenido para el hombro derecho es $R^2 = 48,3\%$

Se interpreta como el porcentaje de variabilidad de total de Y explicado por X, es decir el valor de REBA Brazo explicado por FORCES Hombro %, y este valor podría calificarse como **moderado Bajo**.

La R cuadrado (bondad de ajuste) sobreestima el valor poblacional, por ello una estimación más adecuada de la bondad de ajuste poblacional es R cuadrado corregida, el valor para:

- el hombro Izquierdo es: R^2 corregida = 50,6 %
- el hombro derecho es: R^2 corregida = 47,4 %

Comprobación de los supuestos del modelo de regresión lineal: análisis de residuos

En la Tabla 9.34 analizamos el cumplimiento de los cuatro supuestos para los residuos tipificados en el caso de FORCES Hombro /REBA Brazo para que la regresión pueda ser aplicable.

Una vez verificados todos los criterios se puede afirmar que para el **método FORCES permite predecir el método REBA en la valoración de los brazos de forma moderada**.

Supuesto	Hombro Izquierdo	Cumple	Hombro Derecho	Cumple
Normalidad	Histograma y Gráfico de Prob Normal. Kolmogorov-Smirnov; p valor 0,07 Media 0 y 99% de ellos en el rango [-3, +3] desviaciones estándar.	✓ ✓ ✓	Histograma y Gráfico de Prob Normal. Kolmogorov-Smirnov; p valor 0,2 Media 0 y 99% de ellos en el rango [-3, +3] desviaciones estándar.	✓ ✓ ✓
Homocedasticidad	Gráfico de dispersión entre los residuos tipificados y lo pronósticos tipificados no muestra ninguna pauta de asociación	✓	Gráfico de dispersión entre los residuos tipificados y lo pronósticos tipificados no muestra ninguna pauta de asociación	✓
Linealidad	Gráfico de dispersión entre los residuos tipificados y lo pronósticos tipificados. No aparecen tendencias curvilíneas	✓	Gráfico de dispersión entre los residuos tipificados y lo pronósticos tipificados. No aparecen tendencias curvilíneas	✓
Independencia	El estadístico de Durbin Watson presenta un valor de 2,06 se puede asumir independencia	✓	El estadístico de Durbin Watson presenta un valor de 1,509 se puede asumir independencia	✓

Tabla 9.34 . Análisis residuos tipificados Regresión FORCES Hombro/REBA Brazo Izquierdo y Derecho.

10. DISCUSIÓN.

A continuación se recoge la discusión de los resultados del estudio expuesto en los capítulos precedentes, relacionándolos con los objetivos inicialmente planteados.

Objetivo 1: Análisis del nuevo método de evaluación ergonómica de tareas repetitivas a alta frecuencia FORCES.

En relación a este objetivo, y a la vista de la metodología y funcionalidades expuestas del método FORCES, se puede afirmar que se alinea con la necesidad de nuevos métodos de evaluación de riesgos ergonómicos objetivada en la revisión bibliográfica realizada. FORCES, en los aspectos de fiabilidad en la medida de la exposición al riesgo, la instrumentación y la usabilidad, supera algunas de las limitaciones que presentan los métodos actuales, proporcionando **ventajas** como las siguientes:

- Dispone de una instrumentación (sensores de movimiento) y de un software que permite una recogida y tratamiento de los datos del puesto de trabajo de forma objetiva.
- Capacidad de medir la carga postural, incluido las posturas articulares combinadas, valorando una serie de factores para cada articulación, como son: magnitud del ángulo de rotación, arco de giro recorrido o velocidad angular.
- Permite valorar la fuerza ejercida por el trabajador, a partir del cálculo de las fuerzas axiales y de corte, así como los momentos flectores y torsión a los que están sometidas las articulaciones en cada instante. Para dicho cálculo requiere considerar: las fuerzas externas que realiza el trabajador con las manos, sus medidas antropométricas y las reacciones en los puntos de apoyo, los cuales dependerán si el trabajador está de pie, sentado o semisentado o con alguna mano apoyada. Asimismo tiene en cuenta las fuerzas de inercia derivadas de la velocidad de los segmentos corporales dependiendo del movimiento que realiza.
- Considera la duración y los tiempos empleados en la tarea repetitiva, analizando los ciclos de trabajo, la frecuencia de movimientos y las pausas o descansos.
- Reduce la subjetividad del evaluador en la aplicación del método, siendo los datos de entrada correspondientes a una valoración de tipo objetivo.
- Realiza la captura de datos e información en el entorno real de trabajo, por medio de una instrumentación no invasiva para el trabajador ni para la tarea que realiza.
- Dispone de funciones de procesado de datos automatizadas que reduce el tiempo de aplicación por parte del evaluador. El tiempo de aprendizaje y complejidad de uso no es superior a equipos utilizados de forma habitual por técnicos en salud laboral.
- Posibilita diseñar nuevos puestos de trabajo o bien rediseñar los ya existentes, haciendo uso de técnicas de simulación, por medio de funciones adicionales incorporadas a un software de animación 3D de propósito general, que no requiere usuarios expertos. Consecuentemente, permite evaluar posibles riesgos ergonómicos en una etapa de diseño, con el consiguiente ahorro de costes que supone.
- Permite la valoración de trabajos complejos, aquellos en los que se realiza más de una tarea de tipo repetitivo. Para ello incluye un cálculo del riesgo multitarrea, valorando y ponderando cada una de las tareas realizadas; lo cual permite integrar, en una sola evaluación global, la actividad del trabajador desarrollada durante un turno completo de trabajo. Ello posibilita a la empresa planificar

y desarrollar patrones de rotación de puestos de trabajo a lo largo de la jornada, contribuyendo a reducir de forma significativa la aparición de los TME por tareas repetitivas.

Pese a las ventajas expuestas, hay que considerar que FORCES presenta la **limitación**, de precisar una instrumentación y licencias de software para su aplicación, lo que supone una dificultad respecto a los métodos observacionales más difundidos, que pueden aplicarse con papel y lápiz. Aunque el coste es moderado, este motivo puede limitar la difusión del método. No obstante, a la vista de las posibilidades que ofrece justifica su implantación.

Finalmente reseñar, que después del análisis realizado del método FORCES, se concluye que el método presenta “validez aparente” en los términos recogidos por Takala et al. en 2010 (159) en relación a la validez de un método de evaluación, esto es, mide lo que pretende medir, los ítems a observar tienen una base sólida y el proceso de recolección de datos y análisis es correcto.

Objetivo 2: Estudio de la validación concurrente del método FORCES en comparación con los siguientes métodos:

- *Método OCRA ("Occupational Repetitive Action") (5, 6). Ambos métodos realizan la evaluación del riesgo de aparición de TME derivado de la realización de tareas repetitivas, y OCRA ha sido el método de referencia en las normas técnicas ISO 11228-3: 2007 y UNE EN 1005-5:2007 y, en consecuencia, considerado como "gold standard" a efectos de esta tesis. Se requiere comprobar si el nuevo método FORCES es capaz de predecir el riesgo de modo similar a OCRA.*
- *Método REBA, el cual valora la carga postural (7). Esta comparación está motivada por el hecho de que FORCES también predice el riesgo de TME por posturas forzadas.*

En relación a este segundo objetivo, se ha realizado un estudio transversal sobre una muestra de 60 puestos de trabajo repetitivo, en los cuales se han aplicado los distintos métodos a comparar.

El tipo de diseño del estudio es el denominado de análisis de “fiabilidad inter-método” o de validez concurrente. En este tipo de estudios se estima la capacidad de que “instrumentos diferentes” - que miden el mismo tipo de exposición - obtengan resultados similares.

Para ello, se ha definido la “hipótesis nula” y la “hipótesis alternativa” tal como se describen a continuación:

- Hipótesis nula (H_0), no existe relación entre las mediciones obtenidas por los dos métodos, las diferencias no son estadísticamente significativas.
- Hipótesis alternativa (H_1), sí que existe relación entre las mediciones obtenidas por los dos métodos, las diferencias son estadísticamente significativas.

(En general cuando p valor es $> 0,05$ se aceptará la Hipótesis nula (H_0)).

Resumen del estudio de validez concurrente FORCES/OCRA.

- En relación a la **Correlación lineal**, que permite conocer el grado de asociación entre ambos métodos, se ha hallado una **correlación positiva y estadísticamente significativa** (p valor $< 0,001$) **entre FORCES/OCRA en ambos lados del cuerpo**. Es interesante subrayar el elevado grado de correlación para el lado derecho ($r = 0,80$), que representa una **asociación "muy fuerte"**. En el lado izquierdo el valor de correlación también es importante, pero algo inferior ($r = 0,67$) por lo que la asociación es menos fuerte que en el derecho.

Estos datos parecen indicar que **ambos métodos están valorando el riesgo de modo similar**, siendo sobresaliente la asociación en los resultados para el brazo derecho.

- En relación al análisis de **Regresión Lineal**, que calcula el modelo predictivo de un método a partir del otro, se ha comprobado la relación entre la “variable dependiente”, en nuestro caso, el método OCRA y la “variable predictora” o independiente, el método FORCES. Se concluye lo siguiente:

- **Regresión FORCES/OCRA para el lado derecho.**

El resultado del ANOVA presenta un p valor < 0,000, estadísticamente significativo, lo que nos lleva a rechazar la hipótesis nula $H_0: b = 0$ (no asociación), y en consecuencia a aceptar $H_1: b \neq 0$ (presencia de asociación). Esto supone **la existencia de regresión lineal** y por tanto se puede explicar una parte de los valores de la variable dependiente (OCRA) a partir de los valores de la variable independiente o predictora (FORCES). En definitiva, que conocido el valor de FORCES para un individuo, se predice el valor de OCRA mejor con la ecuación de la recta de regresión, que con el valor medio de OCRA.

El coeficiente de determinación obtenido por el modelo es $R^2 = 64.4 \%$, que podría calificarse como un **ajuste “moderado o bueno” entre ambos métodos para el lado derecho.**

EL análisis de los residuos, las diferencias entre las puntuaciones observadas y los pronósticos obtenidos por la recta, en este caso presenta el cumplimiento de todos los criterios. Por lo que la regresión es aplicable y se puede afirmar que para el **lado derecho el método FORCES permite predecir el método OCRA de forma adecuada.**

- **Regresión FORCES/OCRA para el lado izquierdo.**

El resultado ANOVA presenta un p valor < 0,000, estadísticamente significativo, lo que nos lleva a rechazar la hipótesis nula $H_0: b = 0$ (no asociación), y en consecuencia a aceptar $H_1: b \neq 0$ (presencia de asociación). Esto supone **la existencia de regresión lineal** y por tanto se puede explicar una parte de los valores de la variable dependiente (OCRA) a partir de los valores de la variable independiente o predictora (FORCES). En definitiva, que conocido el valor de FORCES para un individuo, se predice el valor de OCRA mejor con la ecuación de la recta de regresión, que con el valor medio de OCRA.

El coeficiente de determinación obtenido por el modelo es $R^2 = 62.1 \%$, que podría calificarse como un **ajuste “moderado o bueno” entre ambos métodos para el lado izquierdo**, levemente inferior al derecho.

EL análisis de los residuos, las diferencias entre las puntuaciones observadas y los pronósticos obtenidos por la recta, en este caso presenta el cumplimiento de todos los criterios. Por lo que la regresión es aplicable y se puede afirmar que para el **lado izquierdo el método FORCES permite predecir el método OCRA de forma adecuada.**

- Respecto al **Análisis de Concordancia entre métodos FORCES/OCRA**, se ha calculado a través del “porcentaje de acuerdo simple” y del “índice Kappa”. Los resultados han sido los siguientes:

- **Porcentaje de acuerdo simple.**

- En el lado derecho ha resultado un 83.33%, lo que se corresponde con un **grado de acuerdo “muy alto” en la detección del riesgo.**
- El Lado izquierdo presenta un 78.30%, lo que se corresponde con un **grado de acuerdo “alto” en la detección del riesgo.**

- **Índice Kappa** (test de Cohen), analiza la concordancia de las escalas de ambos métodos en la detección de la presencia o no de riesgo. La hipótesis nula $H_0 = 0$ supondría que la concordancia entre FORCES y OCRA es debida al azar (no concordancia) mientras que la hipótesis alternativa $H_1 \neq 0$ indicaría que existe concordancia entre ambos métodos. Si el p valor $> 0,05$ se acepta la hipótesis nula (H_0). Ha resultado lo siguiente:

- En el caso el lado derecho el p valor es 0,000 por lo que se ha de aceptar la hipótesis alternativa es decir, la existencia de concordancia entre los dos métodos, así como se verifica un acuerdo entre ambos que se puede calificar de **“moderado/ bueno”** a tenor del valor que arroja el estadístico Kappa (0,653).

- En el caso el lado izquierdo el p valor es 0,000 por lo que aceptamos también la hipótesis alternativa es decir hay concordancia entre los métodos y el valor del Índice de Kappa es 0,451. Esto indica un **acuerdo “más débil”** entre ambos y viene a sugerir que no detecta tan bien los casos con riesgo.

- En relación a la **Evaluación de Criterio Diagnóstico o Discriminación. Curva Roc FORCES/ OCRA**, se concluye lo siguiente:

Lado derecho:

- Presenta un área bajo la curva del 90% que es la probabilidad que tiene FORCES “Brazo Dr” de clasificar correctamente riesgo y no riesgo con respecto a como lo clasifica “OCRA Dr”. Cuando p valor $= 0,5$ se acepta hipótesis nula (debida al azar); en este caso p valor 0,000, por tanto aceptamos la hipótesis alternativa H_1 , en consecuencia se puede concluir que existe **relación y se detecta bien el riesgo para el lado derecho**.

- El Valor 15 en FORCES, que es el propuesto hasta ahora para detectar presencia de riesgo, se considera un **punto de corte** adecuado (sensibilidad 79.2%).

- El cálculo de la Razón de Verosimilitud (RV) nos da una buena medida de la utilidad del método FORCES y para el punto de corte 15, arroja el resultado: 5,69, que nos permite considerar FORCES como una prueba de utilidad **“moderada”** en la detección del riesgo.

Si se estableciera el punto de corte en 15,50, la RV es de 8,53, con una sensibilidad de 70,8%, lo que supone una mejora en la utilidad de la prueba reduciendo algo la sensibilidad.

Lado izquierdo:

- Presenta un área bajo la curva del 93% que es la probabilidad que tiene FORCES “Brazo IZ” de clasificar correctamente el riesgo y no riesgo con respecto a cómo lo clasifica “OCRA IZ”. Cuando p valor $= 0,5$ se acepta hipótesis nula (debida al azar); en este caso p valor 0,000, por tanto aceptamos la hipótesis alternativa H_1 , en consecuencia se puede concluir que existe **relación y se detecta bien el riesgo para el lado izquierdo**.

- El valor de 15 en FORCES, que es el propuesto hasta ahora para detectar presencia de riesgo, se considera un **punto de corte** adecuado para detectar riesgo (sensibilidad 81.8%).

- El cálculo de la Razón de Verosimilitud (RV) nos da una buena medida de la utilidad del método FORCES y, para el punto de corte 15, arroja el resultado: 3,65, que nos permite considerar FORCES como una prueba de utilidad **“moderada” algo inferior que para lado derecho** en la detección del riesgo.

Si se estableciera el punto de corte en 15,50, la RV es de 5,95, con una sensibilidad de 72,7%, lo que supone una mejora en la utilidad de la prueba reduciendo algo la sensibilidad.

Tras el estudio de comparación realizado entre los métodos FORCES y OCRA, se puede concluir que ambos presentan una correlación “fuerte” identificando el riesgo de sufrir TME de manera similar.

La regresión indica que FORCES predice los resultados del método OCRA de forma adecuada. Por otra parte, ambos presentan un porcentaje de acuerdo muy elevado y una concordancia entre “moderada y buena”.

En relación al punto de corte definido en FORCES de cara a la detección del riesgo -situado en 15 puntos- parece ser adecuado una vez evaluada la capacidad de discriminación de la presencia de riesgo. No considerándose necesario modificarlo puesto que ello reduciría la sensibilidad de la prueba.

De nuestro estudio se desprende que el brazo derecho ofrece resultados en general más concordantes en ambos métodos. La diferencia en la valoración del brazo izquierdo, proporcionando una valoración de menor riesgo con OCRA, podría derivarse del hecho de tratarse de un método observacional, que no valora de forma tan detallada como FORCES. A diferencia de éste último, OCRA no es un método de medición directa del riesgo postural y simplifica ese aspecto, no contemplado el hombro y teniendo en cuenta sólo la peor de las posturas y su valoración recae principalmente en contabilizar el número de acciones técnicas, las cuales son definidas manualmente por el evaluador. El recuento de éstas influiría especialmente en la mano izquierda ya que habitualmente realiza menos acciones técnicas que la derecha, por ser la mayoría de los trabajadores diestros.

Resumen del estudio de validez concurrente FORCES/REBA.

- En-relación a la **Correlación lineal**, que nos permite conocer el grado de asociación entre ambos métodos, se ha hallado una **correlación positiva y estadísticamente significativa** (p valor $< 0,001$) en las cuatro áreas corporales comparadas, si bien la asociación no presenta la misma fuerza en cada una de ellas.

Es interesante subrayar que la zona **lumbar** presenta una asociación “**muy fuerte**” ($r = 0,801$) entre ambos métodos, mientras que para la zona **cervical** la asociación es más “**débil**” ($r = 0,583$). Esto último puede estar motivado por el hecho de que REBA penaliza cualquier flexión cervical superior a 20° . El método FORCES, sin embargo, realiza una interpolación de los diferentes ángulos que adopta el cuello para calcular el riesgo postural. Además, conviene indicar que otros métodos, como UNE EN 1005-4, coloca el umbral de riesgo para la flexión cervical por encima de los 40° .

La asociación para la articulación del **Hombro es “moderada”**, similar en ambos, siendo más fuerte para el izquierdo ($\rho = 0,716$) y algo más débil para el lado derecho ($\rho = 0,645$).

Estos datos parecen indicar que ambos métodos están valorando el riesgo de modo semejante, con la excepción del cuello, siendo sobresaliente la asociación en los resultados para la zona Lumbar.

- Respecto a la **regresión lineal**, se ha comprobado la relación entre la variable dependiente, en nuestro caso, el método REBA y la “variable predictora” o independiente el método FORCES.

- Regresión FORCES/REBA Lumbar.

- El resultado ANOVA presenta un **p** valor $< 0,000$, estadísticamente significativo, lo que nos lleva a rechazar la hipótesis nula $H_0: b = 0$ (no asociación), y en consecuencia a aceptar $H_1: b \neq 0$ (presencia de asociación). Esto supone **la existencia de regresión lineal** y por tanto se puede explicar una parte de los valores de la variable dependiente (REBA) a partir de los valores de la variable independiente o predictora (FORCES). En definitiva,

que conocido el valor de FORCES para un individuo, se predice el valor de REBA mejor con la ecuación de la recta de regresión, que con el valor medio de REBA.

- El coeficiente de determinación obtenido por el modelo es $R^2 = 64.1 \%$ y este valor se podría calificar cómo **“moderado bueno”**.
- EL análisis de los residuos, las diferencias entre las puntuaciones observadas y los pronósticos obtenidos por la recta, en este caso presenta el cumplimiento de todos los criterios, por lo que la regresión es aplicable y se puede afirmar que, para la zona lumbar/ tronco, **el método FORCES permite predecir el método REBA de manera adecuada.**

- Regresión FORCES/REBA Brazos.

- El resultado ANOVA presenta un **p** valor $< 0,000$, estadísticamente significativo, lo que nos lleva a rechazar la hipótesis nula $H_0: b = 0$ (no asociación), y en consecuencia a aceptar $H_1: b \neq 0$ (presencia de asociación). Esto supone **la existencia de regresión lineal** y por tanto se puede explicar una parte de los valores de la variable dependiente (REBA) a partir de los valores de la variable independiente o predictora (FORCES). En definitiva, que conocido el valor de FORCES para un individuo, se predice el valor de REBA mejor con la ecuación de la recta de regresión, que con el valor medio de REBA.
- El coeficiente de determinación obtenido por el modelo para el hombro derecho es $R^2 = 48,3 \%$ y para el hombro izquierdo $R^2 = 51,5$ y este valor podría calificarse cómo **“moderado bajo”**.
- EL análisis de los residuos, las diferencias entre las puntuaciones observadas y los pronósticos obtenidos por la recta, en este caso presenta el cumplimiento de todos los criterios. Por lo que la regresión es aplicable y se puede afirmar que para la zona Hombro /Brazo **el método FORCES permite predecir el método REBA de manera adecuada.**

Tras el estudio de comparación realizado entre los métodos FORCES y REBA, podemos destacar la existencia de una correlación “muy fuerte” para la zona lumbar, “moderada” para los hombros y “débil” para el cuello.

El análisis de la regresión lineal indica que FORCES predice los resultados del método REBA de forma adecuada para la región lumbar y en menor medida para los hombros.

Parece claro que la valoración postural que realiza el método REBA, con intervalos del rango articular muy marcados y discontinuos, así como la forma de valorar el resto de factores de riesgo, pueden ser la causa de que no se produzca una correlación más fuerte en el resto de zonas corporales estudiadas.

Como limitación del estudio llevado a cabo, puede indicarse que el número de puestos de trabajo considerados quizás puede ser algo escaso. No obstante, tal como consideraba Carnaz et al, en su revisión ya citada de 2010 (209), en relación a los métodos de medición directa, parece que es una característica de este tipo de métodos, derivada de la dificultad que entraña analizar con este nivel de precisión un número muy importante de puestos de trabajo.

11. CONCLUSIONES.

Las principales conclusiones de este estudio que se exponen a continuación, se agrupan en las siguientes categorías: una primera relativa al resultado del análisis comparado del método FORCES con el método OCRA, una segunda correspondiente al resultado del análisis comparado del método FORCES con el método REBA y una conclusión final en la que se resume lo más significativo de este trabajo.

Análisis comparado del comportamiento del método FORCES y el método OCRA en la evaluación ergonómica:

- Ambos métodos presenta una Correlación “fuerte”, manifestando este hecho la existencia de asociación entre ellos e indicando que ambos métodos están valorando el riesgo de modo similar, siendo sobresaliente la asociación en los resultados para el brazo derecho.
- El análisis de la Regresión permite afirmar que el método FORCES puede predecir los resultado del el método OCRA de forma adecuada.
- El estudio de la Concordancia entre FORCES/OCRA aporta un grado “muy alto” de “Porcentaje de acuerdo” en la detección del riesgo entre ellos, mientras que el “índice Kappa” verifica un acuerdo entre ambos que se puede calificar de “moderado/ bueno”.
- En relación a la Evaluación de Criterio Diagnóstico o Discriminación se puede concluir que existe relación entre los métodos y que se detecta bien el riesgo, mejor en el lado derecho.
- La puntuación de 15, como valor de referencia de FORCES para determinar la presencia de riesgo de TME, se considera un punto de corte adecuado, con una sensibilidad cercana al 80%. Al respecto, el cálculo de la “Razón de Verosimilitud” (para el valor de corte 15) permite considerar a FORCES como una prueba de utilidad “moderada” en la detección del riesgo.
- De nuestro estudio se desprende que el brazo derecho ofrece resultados en general más concordantes en ambos métodos. La diferencia en la valoración del brazo izquierdo, presentando en general un resultado de menor riesgo con el método OCRA, podría derivarse del hecho de éste último es un método observacional, que no valora de forma tan detallada la postura como FORCES.

Análisis comparado del comportamiento del método FORCES y el método REBA en la evaluación ergonómica:

- Se puede concluir que, entre los métodos FORCES y REBA existe una Correlación “muy fuerte” para la zona lumbar, “moderada” para los hombros y “débil” para el cuello. Estos datos parecen indicar que ambos métodos están valorando el riesgo de modo semejante, con la excepción del cuello y siendo sobresaliente la asociación en los resultados para la zona lumbar.
- El análisis de la Regresión lineal indica que FORCES predice los resultados del método REBA de forma adecuada para la región lumbar y en menor medida para los hombros.
- Parece claro que la valoración postural que realiza el método REBA, con intervalos del rango articular muy marcados y discontinuos, así como la forma de valorar el resto de factores de riesgo, pueden ser la causa de que no se produzca una correlación más fuerte en el resto de zonas corporales estudiadas.

Conclusiones finales.

Considerando lo expuesto en el documento de consenso publicado por la IEA (*International Ergonomics Association*) y el Comité Técnico ISO sobre los trastornos musculoesqueléticos, en relación a la evaluación de la exposición a movimiento repetitivos de la extremidad superior (102), podemos afirmar, que la metodología propuesta en el Método FORCES, tiene un claro valor práctico, si bien no proporciona una medida absoluta de la exposición al riesgo de sufrir TME. En cambio, sí permite clasificar el nivel de exposición derivada de la combinación de factores de riesgo presentes en el puesto de trabajo y esto a su vez ayuda a priorizar la intervención. Todo ello, coordinado con el Servicio de Vigilancia de la Salud de la empresa, puede ayudar a conseguir una prevención adecuada del riesgo.

La valoración del riesgo resultante en los puestos estudiados, pone de manifiesto, la necesidad de ampliar la muestra en futuros estudios, incluyendo un mayor número de casos con riesgo elevado. Estos han sido escasos en el presente estudio y se han convertido en datos extremos, que han podido influir negativamente en algunos de los resultados obtenidos.

Se concluye, asimismo, la conveniencia de realizar un análisis de la validez predictiva del método, basado en un estudio epidemiológico que analice los efectos clínicos en los trabajadores expuestos, es decir que valore la exposición real de los trabajadores y el efecto o incidencia de TME. Consciente de las dificultades que entraña, por la problemática que supone acceder a datos reales de patologías musculoesqueléticas de los trabajadores expuestos, impulsar investigaciones en este campo puede suponer un gran avance en la comprensión de las causas de TME y su prevención en los lugares de trabajo.

12. REFERENCIAS

1. OSHA Facts 6. Lesiones por movimientos repetitivos en los Estados miembros de la UE. European Agency for Safety and Health at Work. 2000.
2. Marín Zurdo J, Boné Pina M, Ros Mar R, Martínez Gamarra M. Move-Human Sensors: Sistema portátil de captura de movimiento humano basado en sensores inerciales, para el análisis de Lesiones Musculo-esqueléticas y utilizable en entornos reales. In: Mondelo P, Mattila M, Karwowski W, Hale A, editors. Proceedings of the Sixth International Conference on Occupational Risk Prevention. ; 2008.
3. Marín Zurdo J, Boné Pina M, Benito Gil C. Evaluación de Riesgos de Manipulación Repetitiva a Alta Frecuencia Basada en Análisis de Esfuerzos Dinámicos en las Articulaciones sobre Modelos Humanos Digitales. Ciencia & trabajo. 2013;15 (47):86-93.
4. Marín Zurdo J, Boné Pina M, Martínez Jarreta B. Método MH-FORCES para valoración del riesgo de trastornos musculo-esqueléticos derivados de movimientos repetitivos, comparación con método OCRA. Archivos de Prevención de Riesgos Laborales. 2014;17 (Especial Congreso, ORP 2014 Zaragoza):30.
5. Occhipinti E. OCRA: a concise index for the assessment of exposure to repetitive movements of the upper limbs. Ergonomics. 1998 09/01; 2014/10; 41(9):1290-311.
6. Colombini D, Occhipinti E, Grieco A. Risk assessment and management of repetitive movements and exertions of upper limbs job analysis, Ocra risk indices, prevention strategies, and design principles. Amsterdam; Boston: Elsevier; 2002.
7. Hignett S, McAtamney L. Rapid Entire Body Assessment (REBA). Appl Ergon. 2000;31(2):201.
8. Asociación Española de Ergonomía [Internet]. Available from: <http://www.ergonomos.es/ergonomia.php>.
9. International Ergonomics Association. [Internet]. Available from: <http://www.iea.cc/whats/index.html>.
10. Tortosa L, García Molina C, Page A, Ferreras A. Ergonomía y discapacidad. Ed rev y ampl ed. Instituto de Biomecánica de Valencia, editor. Valencia: Instituto de Biomecánica de Valencia; 1999.
11. Grandjean E. Précis d'ergonomie: organisation physiologique du travail. Bruxelles: Presses Academiques Europeennes; 1969.
12. Gutiérrez García J. Ergonomía y Psicología en la empresa. 1a ed. Valencia: Cisspraxis; 2001.
13. Wisner A. Ergonomía y condiciones de trabajo. CEIL-CONICET, SECYT; 1988.
14. Farrer F., Minaya G., Niño J., Ruiz M. Manual de ergonomía. 2a ed. Madrid: Fundación MAPFRE; 1997.
15. Bascuas J., Hueso R. Ergonomía : 20 preguntas básicas para aplicar la ergonomía en la empresa. 2ª Ed ed. Madrid: Fundación MAPFRE; 2012.
16. Clark TS, Corlett EN. La Ergonomía de los lugares de trabajo y de las máquinas: manual de diseño. Fundación mutua general; 1991.
17. Mondelo PR, Torada EG, Bombardo PB. Ergonomia 1. Fundamentos. Barcelona: Universitat Politècnica de Catalunya. Iniciativa Digital Politècnica; 1994.
18. Mondelo PR, Torada EG, Bombardo PB, Busquets JB. Ergonomia 3. Diseño de puestos de trabajo. Barcelona: Universitat Politècnica de Catalunya. Iniciativa Digital Politecnica; 1998.
19. Rebollar Rubio R. Diseño ergonómico de puestos de trabajo. Zaragoza: Copy Center; 2000.
20. LPRL 31/95 de 8 de Noviembre. Ley de Prevención de Riesgos Laborales. BOE, número 269 de 10-11-95. 1995.
21. RD 39/97 de 17 de Enero. Reglamento de los Servicios de Prevención. BOE, número 27 de 31-01-97.
22. Chaffin D. Occupational biomechanics--a basis for workplace design to prevent musculoskeletal injuries. Ergonomics. 1987 ;30(2):321.

23. Nordin M, Frankel V. Basic biomechanics of the musculoskeletal system. 2nd ed. Philadelphia etc. Lippincott Williams & Wilkins; 2001.
24. Kumar S. Biomechanics in Ergonomics. Taylor & Francis; 1999.
25. Chaffin D, Andersson J, Martin B. *Occupational Biomechanics*. 3rd Revised edition ed. New York: John Wiley & Sons Inc; 1999.
26. Kroemer K, Kroemer H, Kroemer-Elbert K. Ergonomics :how to design for ease and efficiency. Englewood Cliffs, N.J.: Prentice Hall; 1994.
27. Carmona A. Aspectos antropométricos de la población laboral española aplicados al diseño industrial. Madrid: INSHT. Ministerio de Trabajo e inmigración; 2003.
28. Pheasant S. Bodyspace: Antropometry, ergonomics and design. London etc.: Taylor & Francis; 1996.
29. Man-Systems Integration Standards, NASA-STD-3000 (vol I y Vol II). Revision B. [Internet].; 1995. Available from: <http://msis.jsc.nasa.gov>.
30. Carmona A. Datos antropométricos de la población laboral española. Prevención, trabajo y salud: Revista del Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el Trabajo. 2001(14):22-30.
31. Musculoskeletal Disorders and Workplace Factors- Musculoskeletal disorders and workplace factors: a critical review of epidemiologic evidence for work-related musculoskeletal disorders of the neck, upper-extremity, and low back. Cincinnati: NIOSH;US Department of Health and Human Services; 1997. Available from: <http://www.cdc.gov/niosh/docs/97-141/>.
32. Diez de Ulzurum M., Garasa Jiménez A., Eransus Izquierdo J. *Trastornos Músculo-Esqueléticos de origen laboral*. INSL. <http://www.navarra.es/NR/ronlyres/76DF548D-769E-4DBF-A18E-8419F3A9A5FB/145886/TrastornosME.pdf>; Instituto Navarro de Salud Laboral. Gobierno de Navarra.; 2007.
33. Villar Fernández M. Posturas de Trabajo: Evaluación del Riesgo. [Internet]. 2012;2014.
34. WHO, Luttmann A, Jäger M, Steinberg U. Preventing musculoskeletal disorders in the workplaceWorld Health Organization, WHO; 2003.
35. OSHA Facts 71. Factsheet 71: Introduction to work - related musculoskeletal disorders. European Agency for Safety and Health at Work. 2007.
36. Burton AK, Kendall NAS, Pearce B, Birrell L, Bainbridge LC. Management of work-relevant upper limb disorders: a review. *Occupational Medicine Oxford*. 2009 JAN;59(1):44-52.
37. Hagberg M. ABC of work related disorders. Neck and arm disorders. *BMJ*. 1996 Aug 17;313(7054):419-22.
38. Kilbom s, Armstrong T, Buckle P, Fine L, Hagberg M, Haring-Sweeney M, et al. Musculoskeletal Disorders: Work-related Risk Factors and Prevention. *Int J Occup Environ Health*. 1996 Jul;2(3):239-46.
39. Buckle P, Devereux J. Work-related neck and upper limb: musculoskeletal disorders. Luxembourg: European Agency for Safety and Health at Work; 1999.
40. OIT. Introducción al estudio del trabajo. 4ª Edición ed. Ginebra: LIMUSA; 1996.
41. Johansson H, Sojka P. Pathophysiological mechanisms involved in genesis and spread of muscular tension in occupational muscle pain and in chronic musculoskeletal pain syndromes: a hypothesis. *Med Hypotheses*. 1991;35(3):196-203.
42. Putz-Anderson V. Cumulative Trauma Disorders. Taylor & Francis; 1988.
43. *Work Related Musculoskeletal Disorders*. Symptoms and Risk Factors. Canadian Occupational Safety and Health; 2013. Available from: <http://www.ccohs.ca/oshanswers/diseases/rmirsi.html>.
44. Hagberg M, Silverstein BA, Wells RP, Smith R, Carayon P, Hendrick H, et al. Work related musculoskeletal disorders (WMSD): A handbook for prevention. Taylor and Francis, editor. London: Taylor and Francis; 1995.
45. OIT. Sistema Musculo-esquelético. In: Ministerio de Trabajo y Asuntos Sociales Subdirección General de Publicaciones, editor. Enciclopedia de Salud y Seguridad del Trabajo. Madrid: ; 2001. p. Vol 1, Cap 6.

46. Portal de los trastornos musculoesqueléticos. Vigilancia de la salud de los TME. [Internet]. Madrid; 2015. Available from: http://www.insht.es/portal/site/MusculoEsqueleticos/menuitem.2b2dac6ee28e973a610d8f20e00311a0/?vgn_extoid=e752802f1bfc210VgnVCM1000008130110aRCRD.
47. NHS P. Upper limb disorders: occupational aspects of management. A national guideline. London: Royal College of Physicians, Faculty of Occupational Medicine. 2009.
48. van Rijn RM, Huisstede BM, Koes BW, Burdorf A. Associations between work-related factors and specific disorders of the shoulder--a systematic review of the literature. *Scand J Work Environ Health*. 2010 May;36(3):189-201.
49. van Rijn RM, Huisstede BM, Koes BW, Burdorf A. Associations between work-related factors and specific disorders at the elbow: a systematic literature review. *Rheumatology (Oxford)*. 2009 May;48(5):528-36.
50. González Maestre D. Ergonomía y psicología. FC Editorial; 2007.
51. Moore JS. Carpal tunnel syndrome. *Occup Med*. 1992;7(4):741-63.
52. van Rijn RM, Huisstede BM, Koes BW, Burdorf A. Associations between work-related factors and the carpal tunnel syndrome--a systematic review. *Scand J Work Environ Health*. 2009 Jan;35(1):19-36.
53. Work related musculoskeletal disorders Assessment and Prevention [Internet]. Croatia: In Tech; 2012. Available from: http://cdn.intechopen.com/pdfs/35811/InTech-Work_related_musculoskeletal_disorders_assessment_and_prevention.pdf.
54. RDL 1/94 de 20 de Junio. Por el que se aprueba el Texto Refundido de la Ley General de la Seguridad Social (TRLGSS). BOE núm. 154 de 29 de Junio de 1994. 1994.
55. Aranda J, García A, León R, Ossorio J. Los trastornos musculoesqueléticos en el mundo laboral. Incidencia de las condiciones ergonómicas en los accidentes de trabajo por sobreesfuerzo en las extremidades superiores. 1ª ed. FREMAP, Mutua de Accidentes de Trabajo y Enfermedades Profesionales número 61, editor. Madrid; ; 2011.
56. Orden TAS/2926/2002, de 19 de noviembre. por la que se establecen nuevos modelos para la notificación de los accidentes de trabajo y se posibilita su transmisión por procedimiento electrónico. BOE núm. 279 de 21 de Noviembre de 2002. 2002.
57. RD 1299/06, de 10 de noviembre. por el que se aprueba el cuadro de enfermedades profesionales en el sistema de la Seguridad Social y se establecen criterios para su notificación y registro. BOE nº 302 19 de diciembre de 2006. 2006.
58. Orden TAS/1/07, de 2 de enero. por la que se establece el modelo de parte de enfermedad profesional, se dictan normas para su elaboración y transmisión y se crea el correspondiente fichero de datos personales. BOE nº 4 de 4 de enero de 2007. 2007.
59. Llana Alvarez FJ, Idoate García VM. Ergonomía y enfermedades laborales. Algo más que la incidencia o un nuevo acróstico para su evaluación. *Asociación Navarra Ergonomía*. 2013;5(4):9-32.
60. van der Beek AJ, Frings-Dresen MH. Assessment of mechanical exposure in ergonomic epidemiology. *Occup Environ Med*. 1998 May;55(5):291-9.
61. Genaidy A, Karwowski W, Succop P, Kwon YG, Alhemoud A, Goyal D. A classification system for characterization of physical and non-physical work factors. *Int J Occup Saf Ergon*. 2000;6(4):535-55.
62. Huisstede BM, Bierma-Zeinstra SM, Koes BW, Verhaar JA. Incidence and prevalence of upper-extremity musculoskeletal disorders. A systematic appraisal of the literature. *BMC Musculoskelet Disord*. 2006 Jan 31;7:7.
63. da Costa BR, Vieira ER. Risk factors for work-related musculoskeletal disorders: A systematic review of recent longitudinal studies. *Am J Ind Med*. 2010 Mar;53(3):285-323.
64. Delleman N, Haslegrave C, Chaffin D. Working postures and movements-Tools for evaluation and engineering. Taylor and Francis, editor. Boca Raton, FL, USA: CRC PRESS; 2004.

65. Van Nieuwenhuysse A, Somville PR, Crombez G, Burdorf A, Verbeke G, Johannik K, et al. The role of physical workload and pain related fear in the development of low back pain in young workers: evidence from the BelCoBack Study; results after one year of follow up. *Occup Environ Med*. 2006 Jan;63(1):45-52.
66. Hoogendoorn W, Bongers P, de Vet, H.C.W., Ariens G, van Mechelen W, Bouter L. High physical work load and low job satisfaction increase the risk of sickness absence due to low back pain: results of a prospective cohort study. *Occup Environ Med*. 2002 05;59(5):323-8.
67. Ariëns G, Bongers P, Hoogendoorn W, Van Der Wal G, Van Mechelen W. High physical and psychosocial load at work and sickness absence due to neck pain. *Scand J Work Environ Health*. 2002:222-31.
68. Moore JS, Rucker NP, Knox K. Validity of generic risk factors and the strain index for predicting nontraumatic distal upper extremity morbidity. *AIHAJ-American Industrial Hygiene Association*. 2001;62(2):229-35.
69. Werner RA, Franzblau A, Gell N, Hartigan AG, Ebersole M, Armstrong TJ. Incidence of carpal tunnel syndrome among automobile assembly workers and assessment of risk factors. *Journal of occupational and environmental medicine*. 2005a;47(10):1044-50.
70. Gardner BT, Dale AM, VanDillen L, Franzblau A, Evanoff BA. Predictors of upper extremity symptoms and functional impairment among workers employed for 6 months in a new job. . 2008.
71. Garg A, Kapellusch J. Job Analysis Techniques for Distal Upper Extremity Disorders. *Reviews of Human Factors and Ergonomics*. 2011 September 01;7(1):149-96.
72. Roman-Liu D. Comparison of concepts in easy-to-use methods for MSD risk assessment. *Appl Ergon*. 2014 May;45(3):420-7.
73. ISO 11226 :2000. Ergonomics - Evaluation of static working postures. 2000.
74. UNE-EN 1005-4: 2005. Seguridad en las máquinas. Comportamiento físico del ser humano. Parte 4: Evaluación de las posturas y movimientos de trabajo en relación con las máquinas.
75. Dababneh AJ, Swanson N, Shell RL. Impact of added rest breaks on the productivity and well being of workers. *Ergonomics*. 2001 Feb 10;44(2):164-74.
76. Douwes M, Miedema M, Dul J. Methods based on maximum holding time for evaluation of working postures. In: Karwowski W, Marras WS, editors. *The Occupational Ergonomics Handbook*. CRC Press; 1999.
77. Armstrong TJ, Buckle P, Fine LJ, Hagberg M, Jonsson B, Kilbom A, et al. A conceptual model for work-related neck and upper-limb musculoskeletal disorders. *Scand J Work Environ Health*. 1993 Apr;19(2):73-84.
78. Silverstein B.A., Fine L.J., Armstrong T.J. Hand wrist cumulative trauma disorders in industry. *Br J Ind Med*. 1986 -;43(11):779.
79. Shiri R, Miranda H, Heliövaara M, Viikari-Juntura E. Physical work load factors and carpal tunnel syndrome: a population-based study. *Occup Environ Med*. 2009 Jun;66(6):368-73.
80. Silverstein B, Fan Z, Bonauto D, Bao S, Smith C, Howard N, et al. The natural course of carpal tunnel syndrome in a working population. *Scand J Work Environ Health*. 2010:384-93.
81. National Research Council and Institute of Medicine. *Musculoskeletal Disorders and the Workplace: Low Back and Upper Extremities*. Panel on musculoskeletal disorder and the workplace. <http://www.nap.edu/catalog/10032.html> ed. Washington, DC: National Academies Press; 2001.
82. Bovenzi M. Exposure-response relationship in the hand-arm vibration syndrome: an overview of current epidemiology research. *Int Arch Occup Environ Health*. 1998;71(8):509-19.
83. UNE-EN 1005-3: 2002. Seguridad de las máquinas. Comportamiento físico del ser humano. Parte 3: Límites de fuerza recomendados para la utilización de máquinas.
84. Rohmert W. Problems in determining rest allowances: part 1: use of modern methods to evaluate stress and strain in static muscular work. *Appl Ergon*. 1973;4(2):91-5.
85. Hagberg M. Occupational musculoskeletal stress and disorders of the neck and shoulder: a review of possible pathophysiology. *Int Arch Occup Environ Health*. 1984;53(3):269-78.

86. Borg GAV. Psychophysical bases of perceived exertion. *Medicine & Science in Sports & Exercise*. 1982 ;14(5):377.
87. Borg G. Borg's Perceived Exertion and Pain Scales. *Human Kinetics*; 1998.
88. Grant K, Habes D, Putz-Anderson V. Psychophysical and EMG correlates of force exertion in manual work. *Int J Ind Ergonomics*. 1994;13(1):31-9.
89. Eastman Kodak C. Kodak's ergonomic design for people at work. Second ed. Hoboken, New Jersey. USA: John Wiley and Sons; 2003.
90. UNE-EN 1005-5: 2007. Seguridad en las máquinas. Comportamiento físico del ser humano. Parte 5: Evaluación del riesgo por manipulación repetitiva de alta frecuencia.
91. Kilbom Å. Repetitive work of the upper extremity: part II—the scientific basis (knowledge base) for the guide. *Int J Ind Ergonomics*. 1994a;14(1):59-86.
92. ANSI Z-365. Control del trabajo relacionado con alteraciones de trauma acumulativo. 1998.
93. Baron S, Milliron M, Habes D, Fidler A. Hazard evaluation and technical assistance report: Shoprite Supermarkets, New Jersey—New York. Cincinnati, OH: US Department of Health and Human Services. Public Health Service, Centers for Disease Control, National Institute for Occupational Safety and Health, NIOSH Report No.HHE. 1991;88(344):2092.
94. Evanoff B, Rempel D. Epidemiology of upper extremity disorders. In: Karwowski W, Marras W, editors. *The occupational ergonomics handbook*. CRC Press; 1999.
95. Roquelaure Y, Ha C, Leclerc A, Touranchet A, Sauteron M, Melchior M, et al. Epidemiologic surveillance of upper-extremity musculoskeletal disorders in the working population. *Arthritis Rheum*. 2006 Oct 15;55(5):765-78.
96. Silverstein B, Fine L, Armstrong T. Occupational factors and carpal tunnel syndrome. *Am J Ind Med*. 1987;11(3):343-58.
97. Roquelaure Y, Mechali S, Dano C, Fanello S, Benetti F, Bureau D, et al. Occupational and personal risk factors for carpal tunnel syndrome in industrial workers. *Scand J Work Environ Health*. 1997:364-9.
98. Malchaire J, Cock N, Vergracht S. Review of the factors associated with musculoskeletal problems in epidemiological studies. *Int Arch Occup Environ Health*. 2001 Mar;74(2):79-90.
99. Grandjean E. *Fitting the task to the man: a textbook of occupational ergonomics*. 4th ed. ed. Taylor & Francis/Hemisphere; 1989.
100. ISO TC 159 D. Human physical strength: recommended force limits. 1993.
101. Victorian Occupational H. Draft code of practice. State of Victoria. Australia. 1988.
102. Colombini D, Occhipinti E, Delleman N, Fallentin N, Kilbom A, Grieco A. Exposure assessment of upper limb repetitive movements: a consensus document. *International Encyclopaedia of Ergonomics and Human Factors*. 2001:52-66.
103. Stromberg T, Dahlin LB, Brun A, Lundborg G. Structural nerve changes at wrist level in workers exposed to vibration. *Occup Environ Med*. 1997 May;54(5):307-11.
104. Colimon KM. *Fundamentos de epidemiología*. Madrid.: Ediciones Díaz de Santos; 1990.
105. NIOSH. Research Topics for the Next Decade A Report by the NORA Musculoskeletal Disorders Team. DHHS (NIOSH) Publication No. 2001-117 ed. U.S. Department of Health and Human Services, editor. Cincinnati, Ohio: ; 2001.
106. Ramazzini R. *De Morbis Artificum Diatriba*. Typis Antonii Capponi, editor. Mutinae (Módona): ; 1700.
107. Piedrahíta Lopera H. Evidencias epidemiológicas entre factores de riesgo en el trabajo y los desórdenes músculo-esqueléticos. *Mapfre medicina*. 2004;Vol. 15(Nº. 3.):212-21.
108. Andersson GBJ. Epidemiology of back pain in industry. In: Karwowski W, Marras WS, editors. *The Occupational Ergonomics Handbook*. CRC Press; 1999.

109. Ferguson SA, Marras WS. A literature review of low back disorder surveillance measures and risk factors. *Clin Biomech.* 1997;12(4):211-26.
110. Katz JN, Lew RA, Bessette L, Punnett L, Fossel AH, Mooney N, et al. Prevalence and predictors of long-term work disability due to carpal tunnel syndrome. *Am J Ind Med.* 1998;33(6):543-50.
111. Krause N, Dasinger LK, Neuhauser F. Modified work and return to work: A review of the literature. *J Occup Rehabil.* 1998;8(2):113-39.
112. De Irala-Estévez J, Martínez-González MA, Seguí-Gómez M. *Epidemiología aplicada*. 2ª act ed. Barcelona: Ariel; 2008.
113. WHO. Identification and control of work-related diseases: report of a WHO expert committee. Número 714 de Technical report series, World Health Organization, editor. World Health Organization; 1985.
114. Burdorf A, Sorock G. Positive and negative evidence of risk factors for back disorders. *Scand J Work Environ Health.* 1997:243-56.
115. Hoogendoorn W, van Poppel M, Bongers P, Koes B, Bouter L. Physical load during work and leisure time as risk factors for back pain. *Scand J Work Environ Health.* 1999:387-403.
116. Devereux J. The role of work stress and psychological factors in the development of musculoskeletal disorders: The stress and MSD study. HSE Books; 2004.
117. Tanaka S, Wild D, Seligman P, Halperin W, Behrens V, Putz-Anderson V. Prevalence and Work-Relatedness of Self-Reported Carpal Tunnel Syndrome Among US Workers: Analysis of the Occupational Health Supplement Data of 1988 National Health Interview Survey. *Am J Ind Med.* 1995;27(4):451-70.
118. Punnett L, Herbert R. Work-related musculoskeletal disorders: is there a gender differential, and if so, what does it mean. *Women and health.* 2000;38(6):474-92.
119. Santo Domingo S, Casalod Y, Bolea M, Andrés E. Estrés en en el trabajo, desequilibrio esfuerzo-recompensa y sintomatología musculoesquelética en cuello y hombro en profesionales sanitarios. *Archivos de Prevención de Riesgos Laborales.* 2014;17(Especial Congreso, ORP 2014 Zaragoza):31.
120. Hanvold TN, Waersted M, Mengshoel AM, Bjertness E, Veiersted KB. Work with prolonged arm elevation as a risk factor for shoulder pain: a longitudinal study among young adults. *Appl Ergon.* 2015 Mar;47:43-51.
121. de Vicente A, Díaz C, Zimmermann M, Galiana L. El trastorno musculoesquelético en el ámbito laboral en cifras. [Internet]. 2012.
122. V ENCUESTA EUROPEA DE CONDICIONES DE TRABAJO [Internet]. Luxemburgo: Oficina publicaciones Union Europea; 2012. Available from: http://www.eurofound.europa.eu/surveys/ewcs/2010/index_es.htm.
123. OSHA Facts 72. Factsheet 72: Trastornos musculoesqueléticos de origen laboral en el cuello y en las extremidades superiores. European Agency for Safety and Health at Work. 2007.
124. OSHA Facts 75. Trastornos musculoesqueléticos de origen laboral: de vuelta al trabajo. European Agency for Safety and Health at Work. 2007.
125. OSHA Facts 78. Trastornos musculoesqueléticos de origen laboral, informe de prevención. Informe de Prevención. European Agency for Safety and Health at Work. 2007.
126. Cambios en las condiciones de trabajo en los últimos años – Resultados de la V Encuesta Europea de Condiciones de Trabajo [Internet].: Instituto Sindical de Trabajo, Ambiente y Salud (ISTAS), CCOO; 2013. Available from: <http://www.istas.ccoo.es/descargas/Resultados%20de%20la%20V%20Encuesta%20Europea%20de%20Condiciones%20de%20Trabajo.pdf>.
127. VII Encuesta Nacional de Condiciones de Trabajo. (Fichero informatizado) [Internet]. 2011. Available from: <http://www.oect.es/portal/site/Observatorio/menuitem.1a9b11e0bf717527e0f945100bd061ca/?vgnextoid=d16d7b71cf1e8310VgnVCM1000008130110aRCRD&vgnnextchannel=ebe314a00b539210VgnVCM1000008130110aRCRD>.

128. EU-OSHA. OSH in figures: Work-related musculoskeletal disorders in the EU . Luxembourg: Publications Office of the European Union; 2010.
129. Plan sante au travail 2005-2009. Ministere du Travail, des Relations sociales, de la famille et de la solidarite. <http://travail-emploi.gouv.fr/IMG/pdf/PST.pdf>: 2005.
130. NIOSH. National occupational research agenda. Publication No. 96–115. Department of Health and Human Services, Public Health Service, Centers for Disease Control and Prevention, National Institute for Occupational Safety and Health, DHHS, editor. Cincinnati, OH: U.S.: 1996.
131. AFL-CIO. Stop the pain. Federación Estadounidense del Trabajo y Congreso de Organizaciones Industriales, editor. Washington: 1997.
132. Nonfatal Occupational Injuries and Illnesses Requiring Days Away From Work, 2012. [Internet].; 2012. Available from: <http://www.bls.gov/news.release/osh2.nr0.htm>.
133. Bhattacharya A. Costs of occupational musculoskeletal disorders (MSDs) in the United States. *Int J Ind Ergonomics*. 2014 /5;44(3):448-54.
134. Buckle PW, Devereux J. The nature of work-related neck and upper limb musculoskeletal disorders. *Appl Ergon*. 2002 5;33(3):207-17.
135. David GC. Ergonomic methods for assessing exposure to risk factors for work-related musculoskeletal disorders. *Occup Med (Lond)*. 2005 May;55(3):190-9.
136. Hjortskov N, Rissén D, Blangsted A, Fallentin N, Lundberg U, Sjøgaard K. The effect of mental stress on heart rate variability and blood pressure during computer work. *Eur J Appl Physiol*. 2004;92(1-2):84-9.
137. Krantz G, Forsman M, Lundberg U. Consistency in physiological stress responses and electromyographic activity during induced stress exposure in women and men. *Integrative Physiological & Behavioral Science*. 2004 04/01;39(2):105-18.
138. Winkel J, Mathiassen S. Assessment of physical work load in epidemiologic studies: concepts, issues and operational considerations. *Ergonomics*. 1994;37(6):979-88.
139. Kilbom A. Assessment of physical exposure in relation to work-related musculoskeletal disorders—what information can be obtained from systematic observations? *Scand J Work Environ Health*. 1994;20 Spec No:30-45.
140. Spielholz P, Silverstein B, Morgan M, Checkoway H, Kaufman J. Comparison of self-report, video observation and direct measurement methods for upper extremity musculoskeletal disorder physical risk factors. *Ergonomics*. 2001 05/01; 2014/10;44(6):588-613.
141. Kadefors R, Forsman M. Ergonomic evaluation of complex work: a participative approach employing video—computer interaction, exemplified in a study of order picking. *Int J Ind Ergonomics*. 2000;25(4):435-45.
142. Dane D, Feuerstein M, Huang G, Dimberg L, Ali D, Lincoln A. Measurement properties of a self-report index of ergonomic exposures for use in an office work environment. *Journal of Occupational and Environmental Medicine*. 2002;44(1):73-81.
143. Viikari-Juntura E, Rauas S, Martikainen R, Kuosma E, Riihimäki H, Takala E, et al. Validity of self-reported physical work load in epidemiologic studies on musculoskeletal disorders. *Scand J Work Environ Health*. 1996:251-9.
144. Balogh I, Ørbæk P, Ohlsson K, Nordander C, Unge J, Winkel J, et al. Self-assessed and directly measured occupational physical activities—influence of musculoskeletal complaints, age and gender. *Appl Ergon*. 2004;35(1):49-56.
145. Pope DP, Silman AJ, Cherry NM, Pritchard C, Macfarlane GJ. Validity of a self-completed questionnaire measuring the physical demands of work. *Scand J Work Environ Health*. 1998:376-85.
146. Spielholz P, Silverstein B, Stuart M. Reproducibility of a self-report questionnaire for upper extremity musculoskeletal disorder risk factors. *Appl Ergon*. 1999;30(5):429-33.

147. Balogh I, Ørbaek P, Winkel J, Nordander C, Ohlsson K, Ektor-Andersen J. Questionnaire-based mechanical exposure indices for large population studies—reliability, internal consistency and predictive validity. *Scand J Work Environ Health*. 2001;41-8.
148. Hildebrandt V, Bongers P, Van Dijk F, Kemper H, Dul J. Dutch Musculoskeletal Questionnaire: description and basic qualities. *Ergonomics*. 2001;44(12):1038-55.
149. Holte K, Westgaard R. A comparison of different methods for assessment of psychosocial risk factors for shoulder and neck pain. in *Epidemiology and Practice*. 2001:381.
150. Kitis A, Celik E, Aslan UB, Zencir M. DASH questionnaire for the analysis of musculoskeletal symptoms in industry workers: a validity and reliability study. *Appl Ergon*. 2009;40(2):251-5.
151. Li G, Buckle P. Current techniques for assessing physical exposure to work-related musculoskeletal risks, with emphasis on posture-based methods. *Ergonomics*. 1999 05/01; 2014/10;42(5):674-95.
152. Burdorf A, van der Beek, Allard J. In musculoskeletal epidemiology are we asking the unanswerable in questionnaires on physical load? *Scand J Work Environ Health*. 1999:81-3.
153. Descatha A, Roquelaure Y, Caroly S, Evanoff B, Cyr D, Mariel J, et al. Self-administered questionnaire and direct observation by checklist: Comparing two methods for physical exposure surveillance in a highly repetitive tasks plant. *Appl Ergon*. 2009 3;40(2):194-8.
154. Hansson GA, Balogh I, Bystrom JU, Ohlsson K, Nordander C, Asterland P, et al. Questionnaire versus direct technical measurements in assessing postures and movements of the head, upper back, arms and hands. *Scand J Work Environ Health*. 2001 Feb;27(1):30-40.
155. Ditchen DM, Ellegast RP, Hartmann B, Rieger MA. Validity of self-reports of knee-straining activities at work: a field study with 6-month follow-up. *Int Arch Occup Environ Health*. 2013 Feb;86(2):233-43.
156. Douwes M, de Kraker H, Blatter B. Validity of two methods to assess computer use: self-report by questionnaire and computer use software. *Int J Ind Ergonomics*. 2007;37(5):425-31.
157. Ijmker S, Leijssen J, Blatten B, Van Der Beek A, Van Mechelen W, Bongers P. Test-retest reliability and validity of self-reported duration of computer use at work. *Scand J Work Environ Health*. 2008:113-9.
158. Barrero LH, Katz JN, Dennerlein JT. Validity of self-reported mechanical demands for occupational epidemiologic research of musculoskeletal disorders. *Scand J Work Environ Health*. 2009 Jul;35(4):245-60.
159. Takala EP, Pehkonen I, Forsman M, Hansson GA, Mathiassen SE, Neumann WP, et al. Systematic evaluation of observational methods assessing biomechanical exposures at work. *Scand J Work Environ Health*. 2010 Jan;36(1):3-24.
160. Steinberg U, Caffier G, Liebers F. Assessment of manual material handling based on key indicators e German guidelines. In: Karwowski W, editor. *Handbook of Standards in Ergonomics and Human Factors*. Mahwah, NJ: . Lawrence Erlbaum Associates; 2006. p. 319-338.
161. Waters T, Putz-Anderson V, Garg A, Fine L. Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks. *Ergonomics*. 1993;36(7):749-76.
162. ISO 11228-3: 2007. *Ergonomics - Manual handling - Part 3: Handling of low loads at high frequency*.
163. UNE-EN 1005-2: 2004. *Seguridad de las máquinas. Comportamiento físico del ser humano. Parte 2: Manejo de máquinas y de sus partes componentes*. AENOR.
164. Karhu O, Kansi P, Kuorinka I. Correcting working postures in industry: A practical method for analysis. *Appl Ergon*. 1977;8(4):199-201.
165. Karhu O, Harkonen R, Sorvali P, Vepsalainen P. Observing working postures in industry: Examples of OWAS application. *Appl Ergon*. 1981;12(1):13-7.
166. Kee D, Karwowski W. LUBA: an assessment technique for postural loading on the upper body based on joint motion discomfort and maximum holding time. *Appl Ergon*. 2001 8;32(4):357-66.
167. Moore JS, Garg A. The strain index: a proposed method to analyze jobs for risk of distal upper extremity disorders. *American Industrial Hygiene Association*. 1995;56(5):443-58.

168. Roman–Liu D. Repetitive task indicator as a tool for assessment of upper limb musculoskeletal load induced by repetitive task. *Ergonomics*. 2007;50(11):1740-60.
169. McAtamney L, Corlett NE. RULA: a survey method for the investigation of work-related upper limb disorders. *Appl Ergon*. 1993 4;24(2):91-9.
170. Armstrong T. The ACGIH TLV for hand activity level. In: Marras WS, Karwowski W, editors. *Fundamentals and assessment tools for occupational ergonomics*. Boca Raton, Florida: CRC Press; 2006. p. 41:1-14.
171. Ketola R, Toivonen R, Viikari-Juntura E. Interobserver repeatability and validity of an observation method to assess physical loads imposed on the upper extremities. *Ergonomics*. 2001 Feb 10;44(2):119-31.
172. Schaub KG, Mühlstedt J, Illmann B, Bauer S, Fritzsche L, Wagner T, et al. Ergonomic assessment of automotive assembly tasks with digital human modelling and the 'ergonomics assessment worksheet' (EAWS). *International Journal of Human Factors Modelling and Simulation*. 2012;3(3):398-426.
173. EAWS. *European Assembly Worksheet*. ; 2009.
174. Rodriguez Y, Vina S, Montero R. A Method for Non-experts in Assessing Exposure to Risk Factors for Work-related Musculoskeletal Disorders-ERIN. *Ind Health*. 2013 Sep 27.
175. Ridd J, Nicholson A, Montan A. A portable microcomputer based system for 'on site' activity and posture recording. *Contemporary ergonomics*. 1989;89:366-71.
176. van der Beek, Allard J, van Gaalen LC, Frings-Dresen MH. Working postures and activities of lorry drivers: a reliability study of on-site observation and recording on a pocket computer. *Appl Ergon*. 1992;23(5):331-6.
177. Wiktorin C, Mortimer M, Ekenvall L, Kilbom Å, Hjelm E. HARBO, a simple computer-aided observation method for recording work postures. *Scand J Work Environ Health*. 1995:440-9.
178. Fransson-Hall C, Gloria R, Kilbom A, Winkel J, Karlqvist L, Wiktorin C. A portable ergonomic observation method (PEO) for computerized on-line recording of postures and manual handling. *Appl Ergon*. 1995;26(2):93-100.
179. Yen TY, Radwin RG. A video-based system for acquiring biomechanical data synchronized with arbitrary events and activities. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*. 1995;42(9):944-8.
180. Buchholz B, Paquet V, Punnett L, Lee D, Moir S. PATH: a work sampling-based approach to ergonomic job analysis for construction and other non-repetitive work. *Appl Ergon*. 1996;27(3):177-87.
181. Jones T, Kumar S. Comparison of ergonomic risk assessments in a repetitive high-risk sawmill occupation: Saw-filer. *Int J Ind Ergonomics*. 2007 0;37(9–10):744-53.
182. Grieco A. Application of the concise exposure index (OCRA) to tasks involving repetitive movements of the upper limbs in a variety of manufacturing industries: preliminary validations. *Ergonomics*. 1998 Sep;41(9):1347-56.
183. Bao S, Spielholz P, Howard N, Silverstein B. Quantifying repetitive hand activity for epidemiological research on musculoskeletal disorders - Part I: individual exposure assessment. *Ergonomics*. 2006 MAR 15;49(4):361-80.
184. Putz-Anderson V, Waters TR, Centers for Disease Control, Prevention, National Institute for Occupational Safety, Health. Revised NIOSH Lifting Equation. U.S. Department of Health and Human Services, Centers for Disease Control and Prevention; 1991.
185. Bao S, Howard N, Spielholz P, Silverstein B. Quantifying repetitive hand activity for epidemiological research on musculoskeletal disorders – Part II: comparison of different methods of measuring force level and repetitiveness. *Ergonomics*. 2006 03/15; 2014/10;49(4):381-92.
186. Lowe BD. Accuracy and validity of observational estimates of wrist and forearm posture. *Ergonomics*. 2004 Apr 15;47(5):527-54.
187. Chiasson M, Imbeau D, Aubry K, Delisle A. Comparing the results of eight methods used to evaluate risk factors associated with musculoskeletal disorders. *Int J Ind Ergonomics*. 2012 9;42(5):478-88.

188. Goodwin J, Clark C, Deakes J, Burdon D, Lawrence C. Clinical methods of goniometry: a comparative study. *Disability & Rehabilitation*. 1992;14(1):10-5.
189. Hansson G, Balogh I, Ohlsson K, Rylander L, Skerfving S. Goniometer measurement and computer analysis of wrist angles and movements applied to occupational repetitive work. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 1996;6(1):23-35.
190. Yen TY, Radwin RG. Comparison between using spectral analysis of electrogoniometer data and observational analysis to quantify repetitive motion and ergonomic changes in cyclical industrial work. *Ergonomics*. 2000 Jan;43(1):106-32.
191. Serranheira F, Uva A. Work-related upper limb musculoskeletal disorders (WRULMSDS) risk assessment: different tools, different results!: What are we measuring? *Medicina y Seguridad del Trabajo*. 2008;54(212):7-19.
192. Jones T, Kumar S. Comparison of ergonomic risk assessment output in four sawmill jobs. *Int J Occup Saf Ergon*. 2010;16(1):105-11.
193. Marras W, Fathallah F, Miller R, Davis S, Mirka G. Accuracy of a three-dimensional lumbar motion monitor for recording dynamic trunk motion characteristics. *Int J Ind Ergonomics*. 1992;9(1):75-87.
194. Whitman L, Jorgensen M, Hathiyari K, Malzahn D. Virtual reality: its usefulness for ergonomic analysis. *Proceedings of the 36th conference on Winter simulation; Winter Simulation Conference; 2004*.
195. Estill CF, MacDonald LA, Wenzl TB, Petersen MR. Use of accelerometers as an ergonomic assessment method for arm acceleration a large-scale field trial. *Ergonomics*. 2000 09/01; 2014/10;43(9):1430-45.
196. Hansson G, Asterland P, Holmer N, Skerfving S. Validity and reliability of triaxial accelerometers for inclinometry in posture analysis. *Medical and Biological Engineering and Computing*. 2001;39(4):405-13.
197. Nordander C, Ohlsson K, Balogh I, Hansson GÅ, Axmon A, Persson R, et al. Gender differences in workers with identical repetitive industrial tasks: exposure and musculoskeletal disorders. *Int Arch Occup Environ Health*. 2008;81(8):939-47.
198. Bernmark E, Wiktorin C. A triaxial accelerometer for measuring arm movements. *Appl Ergon*. 2002 11;33(6):541-7.
199. Bernmark E, Forsman M, Wiktorin C. Head movements during two computer work tasks assessed by accelerometry. *Appl Ergon*. 2011 1;42(2):309-13.
200. Wells R, Norman R, Neumann P, Andrews D, Frank J, Shannon H, et al. Assessment of physical work load in epidemiologic studies: common measurement metrics for exposure assessment. *Ergonomics*. 1997;40(1):51-61.
201. Chen Y, Chen C, Liang H, Chang T, Hwang Y. Comparison between Direct Measurement and Observation Methods for Upper Extremity Activity Assessment at Workplace. *Journal Of Occupational Safety and Health*. 2010;18(1):1-14.
202. Freivalds A, Kong Y, You H, Park S. A comprehensive risk assessment model for work-related musculoskeletal disorders of the upper extremities. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting; SAGE Publications; 2000*.
203. De Magistris G, Micaelli A, Evrard P, Andriot C, Savin J, Gaudez C, et al. Dynamic control of DHM for ergonomic assessments. *International Journal of Industrial Ergonomics*. 2013 ;43(2):170-80.
204. Vignais N, Miezal M, Bleser G, Mura K, Gorecky D, Marin F. Innovative system for real-time ergonomic feedback in industrial manufacturing. *Appl Ergon*. 2013 7;44(4):566-74.
205. Schall MC,Jr, Fethke NB, Chen H, Oyama S, Douphrate DI. Accuracy and repeatability of an inertial measurement unit system for field-based occupational studies. *Ergonomics*. 2015 Aug 10:1-23.
206. Alvarez Zarate JM, Marín Zurdo J, Bascuas Hernández J. HADA/Move-Human: sistema portátil para captura y análisis tridimensional del movimiento humano en puestos de trabajo. *Mapfre seguridad*. 2004;24(96):29-36.

207. Balogh I, Ohlsson K, Hansson GÅ, Engström T, Skerfving S. Increasing the degree of automation in a production system: consequences for the physical workload. *Int J Ind Ergonomics*. 2006;36(4):353-65.
208. Juul-Kristensen B, Hansson G-, Fallentin N, Andersen JH, Ekdahl C. Assessment of work postures and movements using a video-based observation method and direct technical measurements. *Appl Ergon*. 2001;32(5):517-24.
209. Carnaz L, Batistao MV, Coury HJ. A review of direct neck measurement in occupational settings. *Sensors (Basel)*. 2010;10(12):10967-85.
210. Williams M, McCarthy C, Chorti A, Cooke M, Gates S. A Systematic Review of Reliability and Validity Studies of Methods for Measuring Active and Passive Cervical Range of Motion. *J Manipulative Physiol Ther*. 2010;33(2):138-55.
211. Astfalck RG, O'Sullivan PB, Straker LM, Smith AJ, Burnett A, Caneiro JP, et al. Sitting postures and trunk muscle activity in adolescents with and without nonspecific chronic low back pain: an analysis based on subclassification. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2010 Jun 15;35(14):1387-95.
212. Caneiro JP, O'Sullivan P, Burnett A, Barach A, O'Neil D, Tveit O, et al. The influence of different sitting postures on head/neck posture and muscle activity. *Man Ther*. 2010 Feb;15(1):54-60.
213. Jang R, Karwowski W, Quesada PM, Rodrick D, Sherehiy B, Cronin SN, et al. Biomechanical evaluation of nursing tasks in a hospital setting. *Ergonomics*. 2007 Nov;50(11):1835-55.
214. Rempel D, Barr A, Brafman D, Young E. The effect of six keyboard designs on wrist and forearm postures. *Appl Ergon*. 2007 May;38(3):293-8.
215. Straker L, Maslen B, Burgess-Limerick R, Pollock C. Children have less variable postures and muscle activities when using new electronic information technology compared with old paper-based information technology. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2009;19(2):e132-43.
216. Lissoni A, Caimmi M, Rossini M, Terenghi L. Three-dimensional analysis of the sitting posture. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*. 2001;37(2):101.
217. Skalli W, Zeller RD, Miladi L, Bourcureau G, Savidan M, Lavaste F, et al. Importance of pelvic compensation in posture and motion after posterior spinal fusion using CD instrumentation for idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2006 May 20;31(12):E359-66.
218. Grip H, Sundelin G, Gerdle B, Karlsson JS. Variations in the axis of motion during head repositioning—A comparison of subjects with whiplash-associated disorders or non-specific neck pain and healthy controls. *Clin Biomech*. 2007;22(8):865-73.
219. Neiva PD, Kirkwood RN, Godinho R. Orientation and position of head posture, scapula and thoracic spine in mouth-breathing children. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*. 2009;73(2):227-36.
220. Lafon Y, Smith FW, Beillas P. Combination of a model-deformation method and a positional MRI to quantify the effects of posture on the anatomical structures of the trunk. *J Biomech*. 2010 May 7;43(7):1269-78.
221. Gram MC, Hasan Z. The spinal curve in standing and sitting postures in children with idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1999 Jan 15;24(2):169-77.
222. Pazos V, Cheriet F, Danserau J, Ronsky J, Zernicke RF, Labelle H. Reliability of trunk shape measurements based on 3-D surface reconstructions. *Eur Spine J*. 2007 Nov;16(11):1882-91.
223. Theisen C, van Wagenveld A, Timmesfeld N, Efe T, Heyse TJ, Fuchs-Winkelmann S, et al. Co-occurrence of outlet impingement syndrome of the shoulder and restricted range of motion in the thoracic spine—a prospective study with ultrasound-based motion analysis. *BMC Musculoskelet Disord*. 2010 Jun 29;11:135,2474-11-135.
224. Amasay T, Zodrow K, Kincl L, Hess J, Karduna A. Validation of tri-axial accelerometer for the calculation of elevation angles. *Int J Ind Ergonomics*. 2009;39(5):783-9.
225. Freitag S, Ellegast R, Dulon M, Nienhaus A. Quantitative measurement of stressful trunk postures in nursing professions. *Ann Occup Hyg*. 2007 ;51(4):385.

226. Glitsch U, Ottersbach HJ, Ellegast R, Schaub K, Franz G, Jäger M. Physical workload of flight attendants when pushing and pulling trolleys aboard aircraft. *Int J Ind Ergonomics*. 2007;37(11):845-54.
227. Salazar JC, Baena Zapata A. Analysis and design of experiments applied to simulation studies. *Dyna*. 2009;76(159):249-57.
228. Chaffin D. Development of computerized human static strength simulation model for job design. *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing*. 1997;7(4): 305-322.
229. Chaffin D, Nelson C. Digital human modeling for vehicle and workplace design, Society of Automotive Engineers Warrendale, PA; 2001.
230. Ma L, Zhang W, Chablat D, Bennis F, Guillaume F. Multi-objective optimisation method for posture prediction and analysis with consideration of fatigue effect and its application case. *Comput Ind Eng*. 2009;57(4):1235-46.
231. García-García M, Sánchez-Lite A, Camacho A, Domingo R. Análisis de métodos de valoración postural en las herramientas de simulación virtual para la ingeniería de fabricación. *Dyna*. 2013;80(181).
232. Salvendy G. *Handbook of Human Factors & Ergonomics*, Third Edition. 2006.
233. Rasmussen J, Boocock M, Paul G. Advanced musculoskeletal simulation as an ergonomic design method. *Work*. 2012;41(SUPPL.1):6107-11.
234. Bubb H. Computer aided tools of ergonomics and system design. *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing & Service Industries*. 2002;12(3):249-65.
235. Chaffin D, Erig M. Three-dimensional biomechanical static strength prediction model sensitivity to postural and anthropometric inaccuracies. *IIE Transactions*. 1991;23(3):215-27.
236. Jayaram U, Jayaram S, Shaikh I, Kim Y, Palmer C. Introducing quantitative analysis methods into virtual environments for real-time and continuous ergonomic evaluations. *Comput Ind*. 2006;57(3):283-96.
237. Wang Y, Liao K, Guo Y, Zhang Y, Zhang W, Wu S. Development and application of integrated human machine interaction simulation system. *Journal of system simulation*. 2007;19(11):2492-5.
238. Hu B, Ma L, Zhang W, Salvendy GI, Chablat D, Bennis F. Predicting real-world ergonomic measurements by simulation in a virtual environment. *Int J Ind Ergonomics*. 2011;41(1):64-71.
239. Lämkkull D, Hanson L, Örtengren R. A comparative study of digital human modelling simulation results and their outcomes in reality: A case study within manual assembly of automobiles. *Int J Ind Ergonomics*. 2009;39(2):428-41.
240. Sanchez-Lite A, Garcia M, Domingo R, Sebastian M. Novel Ergonomic Postural Assessment Method (NERPA) Using Product-Process Computer Aided Engineering for Ergonomic Workplace Design. *PLOS one*. 2013;8(8):e72703.
241. Alexopoulos K, Mavrikios D, Chryssolouris G. ErgoToolkit: an ergonomic analysis tool in a virtual manufacturing environment. *International Journal of Computer Integrated Manufacturing*. 2013 MAY 1};26(5):440-52.
242. MoCap MIT - an essay on mocap from MIT [Internet]. Available from: <http://www.motioncapturesociety.com/resources/articles/miscellaneous-articles/91-mocap-mit-an-essay-on-mocap-from-mit>.
243. www.qualisys.com [Internet]. Available from: <http://www.qualisys.com/>.
244. Simi Reality Motion Systems [Internet]. Available from: <http://www.simi.com/en/>.
245. Vicon Motion System [Internet]. Available from: <http://www.vicon.com/>.
246. Straker L, Campbell A, Coleman J, Ciccarelli M, Dankaerts W. In vivo laboratory validation of the physiometer: a measurement system for long-term recording of posture and movements in the workplace. *Ergonomics*. 2010;53(5):672-84.

247. Pleguezuelos Cobo E, García-Alsina J, Ortiz Fandino J. Análisis tridimensional del movimiento de la columna lumbar en sujetos normales y pacientes con lumbalgia crónica. *Rehabilitación*. 2010;44(4):298-303.
248. Colibri Wireless - Inertial Motion Tracker [Internet]. Available from: <http://www.trivisio.com/trivisio-products/colibri-wireless-inertial-motion-tracker-3/>.
249. www.xsens.com [Internet]. Available from: <https://www.xsens.com/products/>.
250. Dong W, Lim K, Goh Y, Nguyen K, Chen I, Yeo S, et al. A low-cost motion tracker and its error analysis. *Robotics and Automation, 2008. ICRA 2008. IEEE International Conference on; IEEE; 2008*.
251. Zhou H, Hu H, Tao Y. Inertial measurements of upper limb motion. *Medical and Biological Engineering and Computing*. 2006;44(6):479-87.
252. Douphrate DI, Fethke NB, Nonnenmann MW, Rosecrance JC, Reynolds SJ. Full shift arm inclinometry among dairy parlor workers: A feasibility study in a challenging work environment. *Appl Ergon*. 2012 5;43(3):604-13.
253. Härtel T, Keil A, Hoffmeyer A, Toledo Munoz B. Capturing and Assessment of Human Motion during Manual Assembly Operation. *First International Symposium on Digital Human Modeling, Lyon, France; ; 2011*.
254. Hansson G, Balogh I, Ohlsson K, Granqvist L, Nordander C, Arvidsson I, et al. Physical workload in various types of work: Part II. Neck, shoulder and upper arm. *Int J Ind Ergonomics*. 2010;40(3):267-81.
255. Haggag H, Hossny M, Nahavandi S, Creighton D. Real time ergonomic assessment for assembly operations using kinect. *Proceedings - UKSim 15th International Conference on Computer Modelling and Simulation, UKSim 2013; ; 2013*.
256. Carnaz L, Moriguchi CS, de Oliveira AB, Santiago PR, Caurin GA, Hansson GA, et al. A comparison between flexible electrogoniometers, inclinometers and three-dimensional video analysis system for recording neck movement. *Med Eng Phys*. 2013 Nov;35(11):1629-37.
257. Morlock M, Bonin V, Deuretzbacher G, Müller G, Honl M, Schneider E. Determination of the in vivo loading of the lumbar spine with a new approach directly at the workplace—first results for nurses. *Clin Biomech*. 2000;15(8):549-58.
258. Teschke K, Trask C, Johnson P, Chow Y, Village J, Koehoorn M. Measuring posture for epidemiology: comparing inclinometry, observations and self-reports. *Ergonomics*. 2009;52(9):1067-78.
259. Streiner DL, Norman GR. *Health Measurement Scales: A practical guide to their development and use*. OUP Oxford; 2008.
260. Porta M. *A Dictionary of Epidemiology*. Oxford University Press, USA; 2008.
261. Lowe BD. Accuracy and validity of observational estimates of shoulder and elbow posture. *Appl Ergon*. 2004 3;35(2):159-71.
262. Burdorf A, Derksen J, Naaktgeboren B, Riel Mv. Measurement of trunk bending during work by direct observation and continuous measurement. *Appl Ergon*. 1992;23(4):263.
263. Leskinen T, Hall C, Rauas S, Ulin S, Tonnes M, Viikari-Juntura E, et al. Validation of Portable Ergonomic Observation (PEO) method using optoelectronic and video recordings. *Appl Ergon*. 1997 Apr;28(2):75-83.
264. Andrews DM, Fiedler KM, Weir PL, Callaghan JP. The effect of posture category salience on decision times and errors when using observation-based posture assessment methods. *Ergonomics*. 2012 12/01; 2014/10;55(12):1548-58.
265. Jones T, Kumar S. Assessment of physical demands and comparison of multiple exposure definitions in a repetitive high risk sawmill occupation: Saw-filer. *Int J Ind Ergonomics*. 2006 9;36(9):819-27.
266. Spielholz P, Bao S, Howard N, Silverstein B, Fan J, Smith C, et al. Reliability and validity assessment of the hand activity level threshold limit value and strain index using expert ratings of mono-task jobs. *J Occup Environ Hyg*. 2008 Apr;5(4):250-7.
267. Werner RA, Franzblau A, Gell N, Ulin SS, Armstrong TJ. Predictors of upper extremity discomfort: a longitudinal study of industrial and clerical workers. *J Occup Rehabil*. 2005b;15(1):27-35.

268. de Bruijn I, Engels JA, van der Gulden JWJ. A simple method to evaluate the reliability of OWAS observations. *Appl Ergon.* 1998 8;29(4):281-3.
269. Kee D, Karwowski W. A comparison of three observational techniques for assessing postural loads in industry. *Int J Occup Saf Ergon.* 2007;13(1):3-14.
270. Janowitz I, Gillen M, Ryan G, Rempel D, Trupin L, Swig L, et al. Measuring the physical demands of work in hospital settings: Design and implementation of an ergonomics assessment. *Appl Ergon.* 2006;37(5):641-58.
271. Burt S, Punnett L. Evaluation of interrater reliability for posture observations in a field study. *Appl Ergon.* 1999 4;30(2):121-35.
272. Drinkaus P, Sesek R, Blowski D, Bernard T, Walton B, Joseph B, et al. Comparison of ergonomic risk assessment outputs from Rapid Upper Limb Assessment and the Strain Index for tasks in automotive assembly plants. *Work.* 2003;21(2):165-72.
273. Motamedzade M, Ashuri MR, Golmohammadi R, Mahjub H. Comparison of ergonomic risk assessment outputs from rapid entire body assessment and quick exposure check in an engine oil company. *J Res Health Sci.* 2011 Jun 13;11(1):26-32.
274. Lavatelli I, Schaub K, Caragnano G. Correlations in between EAWS and OCRA Index concerning the repetitive loads of the upper limbs in automobile manufacturing industries. *Work.* 2012;41 Suppl 1:4436-44.
275. Spielholz P, Bao S, Howard N, Silverstein B. Baseline exposure assessment results from a prospective study of upper extremity musculoskeletal disorders. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting; SAGE Publications; 2003.*
276. Jones T, Kumar S. Assessment of physical demands and comparison of multiple exposure definitions in a repetitive sawmill job: board edger operator. *Ergonomics.* 2007 May;50(5):676-93.
277. Roman-Liu D, Groborz A, Tokarski T. Comparison of risk assessment procedures used in OCRA and ULRA methods. *Ergonomics.* 2013;56(10):1584-98.
278. Apostoli P, Sala E, Gullino A, Romano C. Analisi comparata dell'applicazione di quattro metodi per la valutazione del rischio biomeccanico per l'arto superiore. . 2004.
279. Joseph C, Imbeau D, Nastasia I. Measurement consistency among observational job analysis methods during an intervention study. *Int J Occup Saf Ergon.* 2011;17(2):139-46.
280. Kemmlert K. A method assigned for the identification of ergonomic hazards—PLIBEL. *Appl Ergon.* 1995;26(3):199-211.
281. Li G, Buckle P. The development of a practical method for the exposure assessment of risks to work-related musculoskeletal disorders. General report to the HSE (Contract No.R3408), Robens Centre for Health Ergonomics, European Institute of Health and Medical Sciences, University of Surrey. 1998.
282. Occhipinti E, Colombini D. Metodo OCRA: aggiornamento dei valori di riferimento e dei modelli di previsione della frequenza di patologie muscolo-scheletriche correlate al lavoro degli arti superiori (UL-WMSDs) in popolazioni lavorative esposte a movimenti e sforzi ripetuti degli arti superiori. *Med Lav.* 2004;95(4):305-19.
283. Occhipinti E, Colombini D. Updating reference values and predictive models of the OCRA method in the risk assessment of work-related musculoskeletal disorders of the upper limbs. *Ergonomics.* 2007 11/01; 2014/10;50(11):1727-39.
284. Gilbreth FB. Motion study: A method for increasing the efficiency of the workman. D. Van Nostrand Company; 1911.
285. Barnes RM. Motion and Time Study Design and Management of Work. 8^o ed. John Wiley & Sons, Incorporated; 1980.
286. Kanawaty G. Introduction to work study. 4 Edition ed. Geneva: International Labour Organization; 1992.
287. Drury C. A biomechanical evaluation of the repetitive motion injury potential of industrial jobs. *Seminars in occupational medicine; ; 1987.*

288. Punnett L, Fine L, Keyserling W, Herrin G, Chaffin D. Shoulder disorders and postural stress in automobile assembly work. *Scand J Work Environ Health*. 2000;283-91.
289. Colombini D, Occhipinti E, Cairoli S, Baracco A. Proposta e validazione preliminare di una check-list per la stima dell'esposizione lavorativa a movimenti e sforzi ripetuti degli arti superiori. *Med Lav*. 2000;91(5):470-85.
290. Colombini D, Occhipinti E, Cerbai M, Battevi N, Palacci M. Updating of application procedures and criteria for ocra checklist. *Med Lav*. 2011 Jan-Feb;102(1 (Suppl)):1-39.
291. Occhipinti E, Colombini D. The occupational repetitive action (OCRA) methods: OCRA index and OCRA checklist. In: *Handbook of human factors and ergonomics methods*. CRC Press Boca Raton, FL; 2005. p. 1-14.
292. Software animación 3D Poser 8 y Poser Pro 2014 [Internet].; 2015 []. Available from: <http://my.smithmicro.com/poser-pro-2014.html>.
293. Guía técnica para la evaluación y prevención de los riesgos relativos a la manipulación manual de cargas. [Internet]. <http://www.insht.es/InshtWeb/Contenidos/Normativa/GuiasTecnicas/Ficheros/cargas.pdf>; 2003 [].
294. Telama R, Leskinen E, Yang X. Stability of habitual physical activity and sport participation: a longitudinal tracking study. *Age*. 1996;9(12):15.
295. Telama R, Yang X, Laakso L, Viikari J. Physical activity in childhood and adolescence as predictor of physical activity in young adulthood. *Am J Prev Med*. 1997.
296. UNE-EN 547-3: 2008. Seguridad de máquinas. Medidas del cuerpo humano. Datos antropométricos. 2008.
297. Clauser C, McConville J, Young J. Weight, volume, and center of mass of segments of the human body. Aerospace Medical Research Laboratory,. 1969(AMRL-TR-69-70.).
298. Huston R. *Principles of Biomechanics*. Taylor & Francis; 2008.
299. Soto V, Gutiérrez M. Parámetros inerciales para el modelado biomecánico del cuerpo humano. *Motricidad. European Journal of Human Movement*. 2010;2:169-89.
300. Ollero A. *Robótica: Manipuladores y robots móviles*. Marcombo-Boixareu Editores. 2001.
301. Barrientos Cruz A. *Fundamentos de robótica*. 2ª ed. Madrid etc.: McGraw-Hill; 2012.
302. American Medical Association. *Guías para la evaluación de las Deficiencias Permanentes*. Instituto Nacional de Servicios Sociales; 1995.
303. RD 1971/1999, de 23 de diciembre. de procedimiento para el reconocimiento, declaración y calificación del grado de minusvalía. BOE núm. 22. 2000.
304. Real Decreto 8/2004, de 29 de octubre. por el que se aprueba el texto refundido de la Ley sobre responsabilidad civil y seguro en la circulación de vehículos a motor. BOE Núm: 267 de 05/11/2004.
305. Alcalde V, Alvarez J, Bascuas J, García A, Germán A, Rubio E. La carga física de trabajo en extremidades superiores. Los límites del sistema mano-brazo. *Mapfre seguridad*. 2006;26(101):31-9.
306. Colombini D, Occhipinti E. Biomechanical overload in multiple tasks with weekly and annual cycle: practical experiences in the field of cleaning and packaging of fruit. *Work*. 2012;41 Suppl 1:3964-72.
307. Python programming lenguaje [Internet].; 2015 []. Available from: <https://www.python.org/downloads/>.
308. Barrientos A, Peñin L, Balaguer C, Aracil R. *Fundamentos de robótica*. McGraw-Hill, Interamericana de España; 2007.
309. Altman D. *Practical statistics for medical research*. 1, repr ed. Boca Raton, Florida ; London etc.: Chapman and Hall / CRC; 1999.
310. Martinez Gonzalez MA, Sanchez-Villegas A, Toledo Atucha E, Faulin Fajardo FJ. *Bioestadística amigable*. 3ª ed. Amsterdam: Elsevier; 2014.
311. Cómo realizar “paso a paso” un contraste de hipótesis con SPSS para Windows:(III) Relación o asociación y análisis de la dependencia (o no) entre dos variables cuantitativas. Correlación y regresión lineal simple. [Internet]. 2007. Available from: http://www.fabis.org/html/archivos/docuweb/contraste_hipotesis_3r.pdf.

312. Draper NR, Smith H. Applied Regression Analysis. 2nd ed. New York: John Wiley and Sons; 1981.
313. Hosmer DW, Lemeshow S. Applied logistic regression. 2nd ed. New York etc.: John Wiley & Sons; 2001.
314. Motulsky H. Intuitive biostatistics :a nonmathematical guide to statistical thinking. 3rd ed. New York etc.: Oxford University Press; 2010.
315. Cook RD, Weisberg S. Residuals and Influence in Regression. Chapman & Hall; 1982.
316. Carrasco de la Peña, J.L. El método estadístico en la investigación médica. 4ª ed. Madrid: Editorial científica; 1989.
317. Bland JM, Altman DG. Measuring agreement in method comparison studies. Stat Methods Med Res. 1999 Jun;8(2):135-60.
318. Delgado Rodríguez M, Llorca Díaz FJ, Doménech Massons JM. Estudios para pruebas diagnósticas y factores pronósticos. 5ª ed. Barcelona: Signo; 2012.
319. Broemeling LD. Advanced Bayesian Methods for Medical Test Accuracy. CRC Press; 2011.