



Programa de Doctorado en Biomedicina

**VALORACIÓN ISOCINÉTICA DE LOS
MÚSCULOS ROTADORES DEL COMPLEJO
ARTICULAR DEL HOMBRO EN
JUGADORES DE BALONMANO PLAYA**

Tesis Doctoral presentada por

JUAN CARLOS ZAPARDIEL CORTÉS

2014



Programa de Doctorado en Biomedicina

**VALORACIÓN ISOCINÉTICA DE LOS
MÚSCULOS ROTADORES DEL COMPLEJO
ARTICULAR DEL HOMBRO EN
JUGADORES DE BALONMANO PLAYA**

Tesis Doctoral presentada por

JUAN CARLOS ZAPARDIEL CORTÉS

Directores:

DRA. ANA MARÍA SLOCKER DE ARCE

DR. DAVID VALADÉS CERRATO

Alcalá de Henares, 2014

A Montserrat y a Juan Francisco, mis padres,

y

a Eva, mi mujer

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, a mi directora de tesis, la Doctora Ana Slocker de Arce que, además de ser la persona que me animó a comenzar mis estudios de doctorado, ha estado siempre dispuesta a ayudarme en todo momento y me ha facilitado todo lo que he necesitado.

A mi otro director de tesis, el Doctor David Valadés Cerrato, que me dio el empujón que me faltaba para poner punto y final a este trabajo.

A Eva, mi mujer, por su incasable ayuda y apoyo incondicional, y por ser la primera persona que valoró positivamente el comienzo de mis estudios universitarios.

A toda mi familia por estar siempre ahí, en los buenos y, sobre todo, en los malos momentos.

A la Doctora Josefa Carrascosa Sánchez, por sus sabios consejos en los momentos adecuados y por poner el orden necesario cuando se necesitaba.

A todos los que forman parte de la Unidad Docente de Anatomía y Embriología Humana por toda la ayuda prestada.

A todos mis compañeros de la Universidad de Alcalá, especialmente a todos los miembros de la Unidad Docente de Educación Física y Deportiva, por el continuo ánimo y apoyo.

Al balonmano playa, por ser el deporte que me permitió el acceso a la universidad y porque a través de él me di cuenta de que con esfuerzo y sacrificio se

pueden alcanzar todos los objetivos que te propongas, por muy complicados que puedan parecer. Ojalá algún día le pueda devolver todo lo que me ha dado.

Un agradecimiento muy especial al Doctor Ángel Asúnsolo por su gran ayuda en la realización del análisis estadístico de esta investigación. En un mundo en el que el egoísmo a veces nos hace olvidar los valores más importantes de nuestra sociedad, te encuentras con personas como él que te ayudan sin recibir nada a cambio.

A todas y cada una de las personas que desinteresadamente se han prestado para poder llevar a cabo el estudio de este trabajo.

RESUMEN

En el presente estudio se ha realizado una valoración de la fuerza de los músculos rotadores del complejo articular del hombro mediante dinamometría isocinética. La valoración se llevó a cabo en tres grupos: un grupo de mujeres que no practican deportes de lanzamiento o remate por encima de la cabeza, un grupo de hombres en la misma situación que el grupo anterior, y un grupo de jugadores de balonmano playa.

Para que la investigación se realizase de forma fiable, válida y objetiva se utilizó un dinamómetro isocinético que es una herramienta que en los últimos años ha servido para que los investigadores puedan medir correctamente el rendimiento del músculo.

Los objetivos principales de estudio fueron los de obtener datos antropométricos e isocinéticos de jugadores de élite de balonmano playa, los de analizar las diferencias en el comportamiento de los músculos rotadores del complejo articular del hombro en jugadores de balonmano playa de élite y de deportistas de disciplinas con ausencia de lanzamiento de balón, y, por último, el de comprobar si existen correlaciones entre las variables estudiadas en los jugadores de balonmano playa de élite y en los deportistas de disciplinas con ausencia de lanzamiento de balón.

Entre los resultados obtenidos se destacan: los valores normativos antropométricos e isocinéticos de la muestra estudiada están dentro de los parámetros medios de poblaciones similares; se hallaron valores superiores de fuerza en el conjunto muscular rotador interno en los jugadores de balonmano playa, acompañado de la presencia de un desequilibrio muscular agonista-antagonista en el conjunto muscular rotador del complejo articular del hombro del jugador de balonmano playa; y en una menor relación entre las variables isocinéticas del complejo muscular rotador del hombro del jugador de balonmano playa y ciertas medidas antropométricas, comparada con los otros grupos de estudio.

Palabras claves: balonmano playa, manguito rotador, deportes de lanzamiento, medidas antropométricas, momento máximo de fuerza.

ABSTRACT

This study reports a strength evaluation of the shoulder joint rotator muscles through isokinetic dynamometry. The evaluation was carried out in three groups: a group of women who do not practice asymmetric overhead throwing sports, a group of men in the same situation as the previous group, and a group of beach handball players.

In order for the research to be carried out in a reliable, valid and objective way, an isokinetic dynamometer was used. This tool is used by researchers to measure muscle performance accurately.

The main objectives of this study were to obtain anthropometric and isokinetic data from elite beach handball players, to analyze the differences in the shoulder joint rotator muscles behaviour in elite beach handball players and athletes practicing sports disciplines with no ball throwing, and finally, to check whether there are correlations between the variables studied in elite beach handball players and athletes practicing sports disciplines with no ball throwing.

Among the results obtained, we can point out: the anthropometric and isokinetic normative values in the sample group studied are in the media parameters of similar populations; higher strength values were found in beach handball players' shoulder joint internal rotator muscles, along with the presence of an agonist/antagonist muscle imbalance in the shoulder joint rotator muscles; and a lower relationship was found to exist between the isokinetic variables of the shoulder joint rotator muscles in the beach

handball player and certain anthropometric measures, compared to the other groups under study.

Key words: beach handball, rotator cuff, throwing sports, anthropometric measures, peak torque.

ÍNDICE

ÍNDICE

AGRADECIMIENTOS.....	III
ÍNDICE DE FIGURAS	XIV
ÍNDICE DE TABLAS.....	XV
ÍNDICE DE SIGLAS	XIX
1 MARCO TEÓRICO	24
1.1 INTRODUCCIÓN.....	24
1.2 BIOMECÁNICA DEL HOMBRO	28
1.2.1 Descripción anatómica y funcional.....	28
1.2.2 Cinemática del complejo articular	38
1.2.3 Estabilidad dinámica articular.....	44
1.3 EL BALONMANO PLAYA.....	52
1.3.1 Origen y evolución del balonmano playa	52
1.3.2 Análisis de las necesidades condicionales del balonmano playa.....	57
1.4 MÉTODOS DE VALORACIÓN DE LA FUERZA MUSCULAR	70
1.4.1 Con pesos libres	70
1.4.2 Pesos libres con dinamómetro	71
1.4.3 Con el propio cuerpo y con pesos libres	72
1.4.4 Con dinamómetro.....	73
1.5 ESTADO DE LA CUESTIÓN.....	89
1.5.1 Valoración de la fuerza muscular	89
1.5.2 Valoración dinamométrica isocinética de la fuerza muscular	92
1.5.3 Valoración dinamométrica isocinética de la fuerza de la musculatura rotadora del complejo articular del hombro.....	96
1.5.4 Valoración dinamométrica isocinética de la fuerza de la musculatura rotadora del complejo articular del hombro del jugador de balonmano	101

2	OBJETIVOS E HIPÓTESIS	105
2.1	OBJETIVOS.....	105
2.2	HIPÓTESIS	106
3	MATERIAL Y MÉTODO DE ESTUDIO.....	108
3.1	CARACTERÍSTICAS DE LA MUESTRA.....	108
3.2	DISEÑO Y PROTOCOLO DE EVALUACIÓN	111
3.2.1	Diseño del estudio.....	111
3.2.2	Método antropométrico.....	112
3.2.3	Método isocinético.....	113
3.3	VARIABLES.....	115
3.3.1	Las variables antropométricas.....	115
3.3.2	Las variables isocinéticas.....	116
3.4	INSTRUMENTACIÓN.....	122
3.4.1	Material de medición de las variables antropométricas.....	122
3.4.2	Material de medición de las variables isocinéticas	123
3.5	MÉTODO ESTADÍSTICO	125
3.6	LIMITACIONES DEL ESTUDIO.....	126
4	RESULTADOS	128
4.1	RESULTADOS DE LAS VARIABLES ANTROPOMÉTRICAS.....	128
4.2	RESULTADOS DE LAS VARIABLES ISOCINÉTICAS	130
4.2.1	Análisis de la variable ángulo del momento máximo.....	130
4.2.2	Análisis de la variable índice de fatiga	134
4.2.3	Análisis de la variable momento máximo.....	138
4.2.4	Análisis de la variable momento a los 0,18 segundos	142
4.2.5	Análisis de la variable número de repetición trabajo máximo.....	146
4.2.6	Análisis de la variable potencia media.....	150

4.2.7	Análisis de la variable promedio del momento máximo	154
4.2.8	Análisis de la variable ratio agonista antagonista	158
4.2.9	Análisis de la variable tiempo de aceleración.....	161
4.2.10	Análisis de la variable tiempo momento máximo.....	166
4.3	RESULTADOS DE LAS CORRELACIONES ENTRE LAS VARIABLES ANTROPOMÉTRICAS E ISOCINÉTICAS	170
4.3.1	Multivariable momento máximo rotación interna a 60°/s.....	170
4.3.2	Multivariable momento máximo rotación interna a 180°/s.....	171
5	DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS	173
5.1	VARIABLES ANTROPOMÉTRICAS	173
5.2	VARIABLES ISOCINÉTICAS	178
5.2.1	Variable ángulo del momento máximo.....	178
5.2.2	Variable índice de fatiga	182
5.2.3	Variable momento máximo.....	186
5.2.4	Variable momento a 0,18 segundos	194
5.2.5	Variable número de repetición trabajo máximo.....	197
5.2.6	Variable potencia media	199
5.2.7	Variable promedio momento máximo	204
5.2.8	Variable ratio agonista-antagonista.....	207
5.2.9	Variable tiempo de aceleración.....	215
5.2.10	Variable tiempo momento máximo	218
5.3	CORRELACIONES ENTRE LAS VARIABLES ANTROPOMÉTRICAS E ISOCINÉTICAS.....	222
6	CONCLUSIONES.....	230
7	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	233
8	ANEXOS.....	247
8.1	ANEXO I - Consentimiento informado de participación voluntaria	248

8.2 ANEXO II – Informe del comité de ética	249
8.3 ANEXO III - Ficha técnica	250
8.4 ANEXO IV – Resultados prueba de normalidad	252

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Complejo articular del hombro. Vista craneal	28
Figura 2. Articulación glenohumeral. Vista lateral	34
Figura 3. Articulación subacromial. Corte frontal	35
Figura 4. Articulación esternoclavicular. Vista craneal	36
Figura 5. Articulación acromioclavicular. Vista lateral	37
Figura 6. Articulación escapulotorácica. Vista posterior	38
Figura 7. Eje longitudinal del húmero. Vista craneal	40
Figura 8. Balonmano Atlético de Madrid 1978-79.....	53
Figura 9. I Torneo Internacional de Balonmano Playa.....	54
Figura 10. Cartel I Torneo Internacional de Balonmano Playa.....	55
Figura 11. Tipos de acciones musculares	60
Figura 12. Manifestaciones de la fuerza.....	63
Figura 13. Posición extremidad: abducción brazo 90°, flexión brazo 0°, codo 90°.....	83
Figura 14. Posición extremidad: abducción brazo 30°, flexión brazo 30°, codo 90°.....	84
Figura 15. Posición extremidad: abducción brazo 45°, flexión brazo 30°, codo 90°.....	85
Figura 16. Prueba isocinética de hombro	121
Figura 17. Instrumentos de medidas antropométricas	122
Figura 18. Dinamómetro Biodex System 3	124

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Articulación, tipo y superficies articulares del complejo articular del hombro	29
Tabla 2. Articulación, musculatura y posibilidades de movimiento del complejo articular del hombro.....	39
Tabla 3. Cuadro de campeones nacionales de balonmano playa.....	56
Tabla 4. Relación entre el método de entrenamiento y la mejora de la fuerza.....	76
Tabla 5. Ventajas e inconvenientes de los métodos auxotónico, isométrico e isocinético.	79
Tabla 6. Posiciones en la valoración isocinética de la rotación del hombro	82
Tabla 7. Velocidades y número de repeticiones en la valoración isocinética de la rotación del hombro.....	88
Tabla 8. Datos descriptivos de la muestra de estudio.....	109
Tabla 9. Resultados descriptivos y contraste global entre los tres grupos de la muestra de las variables antropométricas.....	128
Tabla 10. Diferencias de las medias y nivel de significación de la prueba post-hoc para muestras independientes de las variables antropométricas.....	129
Tabla 11. Resultados descriptivos y contraste global entre los tres grupos de la muestra de la variable ángulo del momento máximo.....	130
Tabla 12. Diferencias de las medias y nivel de significación de la prueba post-hoc para muestras independientes de la variable del ángulo del momento máximo.....	131
Tabla 13. Prueba post-hoc de Wilcoxon para muestras apareadas de la variable ángulo del momento máximo en función de la velocidad del test (60°/s y 180°/s).....	132
Tabla 14. Prueba post-hoc de Wilcoxon para muestras apareadas de la variable ángulo del momento máximo en función de la dominancia lateral.....	133
Tabla 15. Prueba post-hoc de Wilcoxon para muestras apareadas de la variable ángulo del momento máximo en función del tipo de rotación	133
Tabla 16. Resultados descriptivos y contraste global entre los tres grupos de la muestra de la variable índice de fatiga.....	134
Tabla 17. Diferencias de las medias y nivel de significación de la prueba post-hoc para muestras independientes de la variable índice de fatiga.....	135

Tabla 18. Prueba post-hoc de Wilcoxon para muestras apareadas de la variable índice de fatiga en función de la velocidad del test (60°/s y 180°/s).....	136
Tabla 19. Prueba post-hoc de Wilcoxon para muestras apareadas de la variable índice de fatiga en función de la dominancia lateral.....	136
Tabla 20. Prueba post-hoc de Wilcoxon para muestras apareadas de la variable índice de fatiga en función del tipo de rotación.....	137
Tabla 21. Resultados descriptivos y contraste global entre los tres grupos de la muestra de la variable momento máximo.....	138
Tabla 22. Diferencias de las medias y nivel de significación de la prueba post-hoc para muestras independientes de la variable momento máximo.....	139
Tabla 23. Prueba post-hoc de t de Student para muestras apareadas de la variable momento máximo en función de la velocidad del test (60°/s y 180°/s).....	140
Tabla 24. Prueba post-hoc de t de Student para muestras apareadas de la variable momento máximo en función de la dominancia lateral.....	141
Tabla 25. Prueba post-hoc de t de Student para muestras apareadas de la variable momento máximo en función del tipo de rotación.....	141
Tabla 26. Resultados descriptivos y contraste global entre los tres grupos de la muestra de la variable momento a los 0,18 segundos.....	142
Tabla 27. Diferencias de las medias y nivel de significación de la prueba post-hoc para muestras independientes de la variable momento a los 0,18 segundos.....	143
Tabla 28. Prueba post-hoc de t de Student para muestras apareadas de la variable momento máximo a 0,18 segundos en función de la velocidad del test.....	144
Tabla 29. Prueba post-hoc de t de Student para muestras apareadas de la variable momento máximo a 0,18 segundos en función de la dominancia lateral.....	145
Tabla 30. Prueba post-hoc de t de Student para muestras apareadas de la variable momento máximo a 0,18 segundos en función del tipo de rotación.....	146
Tabla 31. Resultados descriptivos y contraste global entre los tres grupos de la muestra de la variable numero de repetición del trabajo máximo.....	147
Tabla 32. Prueba post-hoc de Wilcoxon para muestras apareadas de la variable número de repetición de trabajo máximo en función de la velocidad del test (60°/s y 180°/s) .	148

Tabla 33. Prueba post-hoc de Wilcoxon para muestras apareadas de la variable número de repetición de trabajo máximo en función de la dominancia lateral	148
Tabla 34. Prueba post-hoc de Wilcoxon para muestras apareadas de la variable número de repetición de trabajo máximo en función del tipo de rotación	149
Tabla 35. Resultados descriptivos y contraste global entre los tres grupos de la muestra de la variable potencia media	150
Tabla 36. Diferencias de las medias y nivel de significación de la prueba post-hoc para muestras independientes de la variable potencia media	151
Tabla 37. Prueba post-hoc t de Student para muestras apareadas de la variable potencia media en función de la velocidad del test (60°/s y 180°/s)	152
Tabla 38. Prueba post-hoc t de Student para muestras apareadas de la variable potencia media en función de la dominancia lateral	153
Tabla 39. Prueba post-hoc t de Student para muestras apareadas de la variable potencia media en función del tipo de rotación	153
Tabla 40. Resultados descriptivos y contraste global entre los tres grupos de la muestra de la variable promedio del momento máximo	154
Tabla 41. Diferencias de las medias y nivel de significación de la prueba post-hoc para muestras independientes de la variable promedio momentos máximos.....	155
Tabla 42. Prueba post-hoc t de Student para muestras apareadas de la variable promedio momento máximo en función de la velocidad del test (60°/s y 180°/s).....	156
Tabla 43. Prueba post-hoc t de Student para muestras apareadas de la variable promedio momento máximo en función de la dominancia lateral.....	157
Tabla 44. Prueba post-hoc t de Student para muestras apareadas de la variable promedio momento máximo en función del tipo de rotación	158
Tabla 45. Resultados descriptivos y contraste global entre los tres grupos de la muestra de la variable ratio agonista antagonista.....	159
Tabla 46. Diferencias de las medias y nivel de significación de la prueba post-hoc para muestras independientes de la variable ratio agonista antagonista.....	159
Tabla 47. Prueba post-hoc t de Student para muestras apareadas de la variable ratio agonista-antagonista en función de la velocidad del test (60°/s y 180°/s)	160

Tabla 48. Prueba post-hoc t de Student para muestras apareadas de la variable ratio agonista antagonista en función de la dominancia lateral	161
Tabla 49. Resultados descriptivos y contraste global entre los tres grupos de la muestra de la variable tiempo de aceleración.....	162
Tabla 50. Diferencias de las medias y nivel de significación de la prueba post-hoc para muestras independientes de la variable tiempo de aceleración	163
Tabla 51. Prueba post-hoc Wilcoxon para muestras apareadas de la variable tiempo de aceleración en función de la velocidad del test (60°/s y 180°/s).....	164
Tabla 52. Prueba post-hoc Wilcoxon para muestras apareadas de la variable tiempo de aceleración en función de la dominancia lateral.....	164
Tabla 53. Prueba post-hoc Wilcoxon para muestras apareadas de la variable tiempo de aceleración en función del tipo de rotación	165
Tabla 54. Resultados descriptivos y contraste global entre los tres grupos de la muestra de la variable tiempo momento máximo	166
Tabla 55. Diferencias de las medias y nivel de significación de la prueba post-hoc para muestras independientes de la variable tiempo momento máximo	167
Tabla 56. Prueba post-hoc Wilcoxon para muestras apareadas de la variable tiempo del momento máximo en función de la velocidad del test (60°/s y 180°/s).....	168
Tabla 57. Prueba post-hoc Wilcoxon para muestras apareadas de la variable tiempo del momento máximo en función de la dominancia lateral.....	168
Tabla 58. Prueba post-hoc Wilcoxon para muestras apareadas de la variable tiempo del momento máximo en función del tipo de rotación	169
Tabla 59. Multivariante de la variable momento máximo rotación interna a 60°/s.....	170
Tabla 60. Multivariante de la variable momento máximo rotación interna a 180°/s....	171

 ÍNDICE DE SIGLAS

1RM	Una Repetición Máxima
AMMRED180	Ángulo Momento Máximo Rotación Externa Dominante 180°/s
AMMRED60	Ángulo Momento Máximo Rotación Externa Dominante 60°/s
AMMREND180	Ángulo Momento Máximo Rotación Externa No Dominante 180°/s
AMMREND60	Ángulo Momento Máximo Rotación Externa No Dominante 60°/s
AMMRID180	Ángulo Momento Máximo Rotación Interna Dominante 180°/s
AMMRID60	Ángulo Momento Máximo Rotación Interna Dominante 60°/s
AMMRIND180	Ángulo Momento Máximo Rotación Interna No Dominante 180°/s
AMMRIND60	Ángulo Momento Máximo Rotación Interna Dominante 60°/s
FRED180	Índice de Fatiga Rotación Externa Dominante 180°/s
FRED60	Índice de Fatiga Rotación Externa Dominante 60°/s
FREND180	Índice de Fatiga Rotación Externa No Dominante 180°/s
FREND60	Índice de Fatiga Rotación Externa No Dominante 60°/s
FRID180	Índice de Fatiga Rotación Interna Dominante 180°/s
FRID60	Índice de Fatiga Rotación Interna Dominante 60°/s
FRIND180	Índice de Fatiga Rotación Interna No Dominante 180°/s
FRIND60	Índice de Fatiga Rotación Interna No Dominante 60°/s
HDNL	Hombres integrados en disciplinas Deportivas en las que No se realizan acciones de Lanzamiento
IMC	Índice de Masa Corporal
JBMP	Jugadores de Balonmano Playa
JJOO	Juegos Olímpicos
M18RED180	Momento 0,18 segundos Rotación Externa Dominante 180°/s
M18RED60	Momento 0,18 segundos Rotación Externa Dominante 60°/s
M18REND180	Momento 0,18 segundos Rotación Externa No Dominante 180°/s
M18REND60	Momento 0,18 segundos Rotación Externa No Dominante 60°/s

M18RID180	Momento 0,18 segundos Rotación Interna Dominante 180°/s
M18RID60	Momento 0,18 segundos Rotación Interna Dominante 60°/s
M18RIND180	Momento 0,18 segundos Rotación Interna No Dominante 180°/s
M18RIND60	Momento 0,18 segundos Rotación Interna No Dominante 60°/s
MDNL	Mujeres integradas en disciplinas Deportivas en las que No se realizan acciones de Lanzamiento
MMPRED180	Momento Máximo Promedio Rotación Externa Dominante 180°/s
MMPRED60	Momento Máximo Promedio Rotación Externa Dominante 60°/s
MMPREND180	Momento Máximo Promedio Rotación Externa No Dominante 180°/s
MMPREND60	Momento Máximo Promedio Rotación Externa No Dominante 60°/s
MMPRID180	Momento Máximo Promedio Rotación Interna Dominante 180°/s
MMPRID60	Momento Máximo Promedio Rotación Interna Dominante 60°/s
MMPRIND180	Momento Máximo Promedio Rotación Interna No Dominante 180°/s
MMPRIND60	Momento Máximo Promedio Rotación Interna No Dominante 60°/s
MMRED180	Momento Máximo Rotación Externa Dominante 180°/s
MMRED60	Momento Máximo Rotación Externa Dominante 60°/s
MMREND180	Momento Máximo Rotación Externa No Dominante 180°/s
MMREND60	Momento Máximo Rotación Externa No Dominante 60°/s
MMRID180	Momento Máximo Rotación Interna Dominante 180°/s
MMRID60	Momento Máximo Rotación Interna Dominante 60°/s
MMRIND180	Momento Máximo Rotación Interna No Dominante 180°/s
MMRIND60	Momento Máximo Rotación Interna No Dominante 60°/s
NRTMRED180	Número Repetición Trabajo Máximo Rotación Externa Dominante 180°/s
NRTMRED60	Número Repetición Trabajo Máximo Rotación Externa Dominante 60°/s

NRTMREND180	Número Repetición Trabajo Máximo Rotación Externa No Dominante 180°/s
NRTMREND60	Número Repetición Trabajo Máximo Rotación Externa No Dominante 60°/s
NRTMRID180	Número Repetición Trabajo Máximo Rotación Interna Dominante 180°/s
NRTMRID60	Número Repetición Trabajo Máximo Rotación Interna Dominante 60°/s
NRTMRIND180	Número Repetición Trabajo Máximo Rotación Interna No Dominante 180°/s
NRTMRIND60	Número Repetición Trabajo Máximo Rotación Interna No Dominante 60°/s
PMRED180	Potencia Media Rotación Externa Dominante 180°/s
PMRED60	Potencia Media Rotación Externa Dominante 60°/s
PMREND180	Potencia Media Rotación Externa No Dominante 180°/s
PMREND60	Potencia Media Rotación Externa No Dominante 60°/s
PMRID180	Potencia Media Rotación Interna Dominante 180°/s
PMRID60	Potencia Media Rotación Interna Dominante 60°/s
PMRIND180	Potencia Media Rotación Interna No Dominante 180°/s
PMRIND60	Potencia Media Rotación Interna No Dominante 60°/s
RAAtD180	Ratio Agonista-Antagonista Dominante 180°/s
RAAtD60	Ratio Agonista-Antagonista Dominante 60°/s
RAAtND180	Ratio Agonista-Antagonista No Dominante 180°/s
RAAtND60	Ratio Agonista-Antagonista No Dominante 60°/s
TARED180	Tiempo Aceleración Rotación Externa Dominante 180°/s
TARED60	Tiempo Aceleración Rotación Externa Dominante 60°/s
TAREND180	Tiempo Aceleración Rotación Externa No Dominante 180°/s
TAREND60	Tiempo Aceleración Rotación Externa No Dominante 60°/s
TARID180	Tiempo Aceleración Rotación Interna Dominante 180°/s
TARID60	Tiempo Aceleración Rotación Interna Dominante 60°/s

TARIND180	Tiempo Aceleración Rotación Interna No Dominante 180°/s
TARIND60	Tiempo Aceleración Rotación Interna No Dominante 60°/s
TMMRED180	Tiempo Momento Máximo Rotación Externa Dominante 180°/s
TMMRED60	Tiempo Momento Máximo Rotación Externa Dominante 60°/s
TMMREND180	Tiempo Momento Máximo Rotación Externa No Dominante 180°/s
TMMREND60	Tiempo Momento Máximo Rotación Externa No Dominante 60°/s
TMMRID180	Tiempo Momento Máximo Rotación Interna Dominante 180°/s
TMMRID60	Tiempo Momento Máximo Rotación Interna Dominante 60°/s
TMMRIND180	Tiempo Momento Máximo Rotación Interna No Dominante 180°/s
TMMRIND60	Tiempo Momento Máximo Rotación Interna No Dominante 60°/s



MARCO TEÓRICO

JCED'13

1 MARCO TEÓRICO

1.1 INTRODUCCIÓN

El complejo articular del hombro de los jugadores de balonmano playa (JBMP) es una de las articulaciones que más se lesiona⁽¹⁾. Por esta razón, determinamos en este trabajo realizar un estudio de valoración funcional isocinética con el objetivo de conocer mejor las peculiaridades de esta articulación en este deporte. Para ello, en esta valoración funcional no solo buscamos los valores de fuerza muscular; además, valoramos las medidas antropométricas de diferentes deportistas para que nos permitan conocer las posibles relaciones entre la fuerza y las citadas medidas.

Para realizar una correcta valoración de la articulación que nos proponíamos estudiar debíamos utilizar una herramienta que nos proporcionase las características primordiales que justificasen la utilización de las medidas en el contexto de una investigación científica: objetividad, precisión y comunicación⁽²⁾.

Para ello, utilizamos un dinamómetro isocinético que nos garantizó las características primordiales anteriormente citadas. El dinamómetro isocinético nos permite fijar la velocidad angular y mantenerla constante durante todo el recorrido del movimiento. La valoración isocinética presenta varias ventajas⁽³⁾: los músculos pueden desarrollar todo su potencial durante todo el recorrido articular, puede ofrecer una alternativa más segura a las demás modalidades de valoración y puede ser utilizada

para cuantificar la capacidad que tiene un grupo de músculos para generar una cantidad de fuerza en un momento determinado.

Además, los dinamómetros isocinéticos garantizan la reproductibilidad de los diferentes tests de fuerza. Estudios de *test-retest* muestran que no existen diferencias entre los resultados de las dos pruebas o que, si existen, las diferencias no son estadísticamente significativas⁽⁴⁾. Sin embargo, también existen otros estudios⁽⁵⁾ que remarcan los factores de la no reproductibilidad que se tienen que tener muy en cuenta a la hora de realizar las mediciones: la no exactitud del dinamómetro, la elección de un protocolo inadecuado, los efectos del aprendizaje y la incapacidad del evaluador para motivar al sujeto.

La valoración del rendimiento de la musculatura del cuerpo humano ha sido el objetivo de los investigadores en el campo de la actividad física y del deporte y de los especialistas en rehabilitación desde hace muchos años. Los investigadores “tratan de medir correctamente la fuerza muscular con el fin de comprobar el efecto de los distintos programas de fortalecimiento y puesta en forma”⁽³⁾, los rehabilitadores tratan de obtener datos sobre la eficacia del ejercicio terapéutico para la recuperación de pacientes convalecientes de lesiones óseas y musculares. Otros profesionales del ámbito del deporte de alto rendimiento como preparadores físicos y los fisioterapeutas deportivos hacen hincapié en la prevención de las lesiones a partir de la identificación de los déficits de fuerza subyacentes y de las relaciones de fuerza en los grupos de músculos bilaterales y recíprocos. “La cuantificación exacta y fiable de la capacidad del músculo humano para producir fuerza constituye la base de todos esos objetivos”⁽³⁾.

Siguiendo la línea comentada por Perrin⁽³⁾, en el presente trabajo se ha realizado una valoración de la musculatura que interviene en la rotación del complejo articular del hombro. Se compararon mediante una valoración isocinética tres grupos de deportistas que se diferenciaban sobre todo en el tipo de gesto deportivo de las extremidades superiores. Confrontamos a deportistas en los que una de las acciones más repetidas son los lanzamientos por encima de la cabeza con deportistas que no realizan este tipo de acciones en sus diferentes deportes. La idea inicial que se había extraído de los diferentes trabajos consultados era que los deportistas que practican deportes de lanzamiento por encima de la cabeza tenían mayores valores de fuerza muscular en el hombro y que, en general, existían descompensaciones musculares entre la musculatura agonista y antagonista⁽⁶⁻⁸⁾.

Los resultados finales nos han mostrado que, aunque no existen diferencias estadísticamente significativas, sí existen unas tendencias claras de mayores valores de fuerza en las mediciones isocinéticas en los jugadores de balonmano y que estos mismos jugadores tienen mayores desequilibrios musculares entre la musculatura agonista y antagonista, si se compara con los deportistas que no realizan lanzamientos.

En otro orden de cosas, en este estudio hemos encontrado que aunque existen relaciones entre varias de las medidas antropométricas estudiadas (altura, peso, porcentaje de masa grasa,...) las relaciones son menores en los jugadores de balonmano. La conclusión a la que se ha llegado en este estudio es que a mayor factor “número de horas de entrenamiento” existe menor relación entre la fuerza y las medidas antropométricas.

Otro de los aspectos a destacar observado en esta investigación es que el índice de resistencia isocinética no depende exclusivamente del tipo de deporte sino que está más relacionado con otros factores como pueden ser los aspectos neuromusculares, tipos de fibras, etc.

1.2 BIOMECÁNICA DEL HOMBRO

1.2.1 Descripción anatómica y funcional

La locución que se emplea habitualmente para nombrar la articulación objeto de estudio de este trabajo es “articulación del hombro”. Dicha locución puede resultar confusa en cuanto a su terminología, pues realmente en los movimientos del hombro intervienen varias articulaciones de forma sinérgica. Por ello, es preferible denominarla “cintura escapular o complejo articular del hombro”, ya que esta terminología hace referencia a la complejidad interna de articulaciones que la conforman⁽⁹⁾.

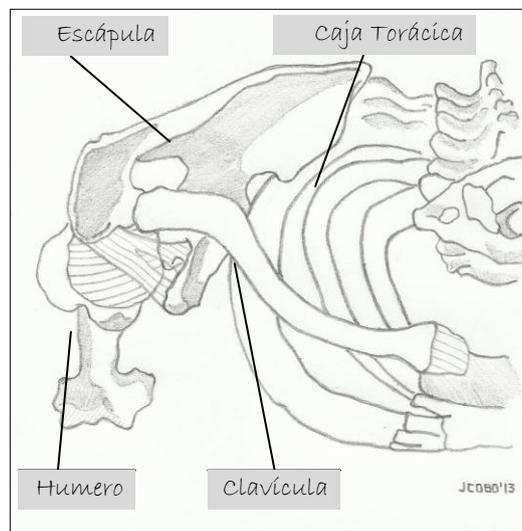


Figura 1. Complejo articular del hombro. Vista craneal
Adaptado de Schünke et al.⁽¹⁰⁾

El complejo articular del hombro está formado por cinco articulaciones que funcionan simultáneamente y en proporciones variables. Estas cinco articulaciones se

dividen en dos grupos (Tabla 1). El primer grupo interviene principalmente en los movimientos del brazo, y el segundo grupo actúa principalmente en los desplazamientos de la escápula.

Tabla 1. Articulación, tipo y superficies articulares del complejo articular del hombro

Grupo	Articulación	Tipo	Superficies articulares
1º	a) Glenohumeral	Esferoidea	- Cavidad glenoidea de la escápula - Cabeza del húmero - Rodete glenoideo
	b) Subacromial	Falsa	- Bolsa subacromial y bolsa subdeltoidea - Cara profunda del músculo deltoides - Manguito de los rotadores - Cabeza del húmero
2º	a) Esternoclavicular	En silla de montar	- Primer cartílago costal - Escotadura clavicular del esternón - Porción medial de la clavícula
	b) Acromioclavicular	Plana	- Borde anterointerno del acromión - Cara interior de la porción externa de la clavícula
	c) Escapulotorácica	Falsa	- Cara profunda del músculo subescapular - Cara superficial del músculo serrato anterior

Datos extraídos de Calais-Germain⁽¹¹⁾ y Kapandji⁽¹²⁾

1.2.1.1 Primer grupo articular del complejo articular del hombro

El primer grupo articular está formado por la articulación glenohumeral y por la articulación subacromial o “segunda articulación del hombro”⁽¹²⁾.

a) La articulación glenohumeral

La articulación glenohumeral es la articulación más móvil del cuerpo humano, siendo una de las articulaciones en la que mayor número de lesiones se producen. Esto

se debe, en parte, al reducido tamaño de la superficie articular de la escápula que es entre tres y cuatro veces más pequeña que la superficie articular que presenta la cabeza del húmero⁽¹⁰⁾.

Esta articulación, configurada como esferoidea, está constituida por las siguientes superficies articulares: la cabeza humeral, la cavidad glenoidea de la escápula y el rodete glenoideo⁽¹²⁾.

La cabeza humeral está orientada hacia arriba, hacia dentro y hacia atrás. Es una esfera que dista mucho de ser regular, su diámetro vertical es de 3 a 4 mm. mayor que su diámetro anteroposterior. Además, si se realiza un corte verticofrontal, se puede observar que la curva decrece de arriba abajo y, por lo tanto, no existe un único centro de curva. Por esta razón, cuando la parte superior de la cabeza humeral contacta con la glenoide, la zona de apoyo es mayor y la articulación más estable, tanto más cuanto más tensos están los haces medio e inferior del ligamento glenohumeral.

La citada cabeza humeral “está separada del resto de la epífisis superior del húmero por el cuello anatómico, cuyo plano está inclinado 45° en relación a la horizontal (ángulo suplementario del ángulo de inclinación)”⁽¹¹⁾. En el cuello anatómico se observan dos prominencias en las que se insertan los músculos periarticulares: el tubérculo menor, situado en la cara anterior, y el tubérculo mayor, situado en la zona externa.

“La cavidad glenoidea de la escápula, localizada en el ángulo superoexterno del cuerpo de la escápula, está orientada hacia afuera, hacia delante y ligeramente hacia arriba. Es cóncava de manera irregular y menos acentuada que la convexidad de la

cabeza humeral”⁽¹¹⁾. El reborde glenoideo rodea la citada cavidad a excepción de una interrupción denominada *escotadura glenoidea* situada en la zona anterosuperior. La superficie articular de la cavidad glenoidea es menor que la superficie articular de la cabeza humeral.

El rodete glenoideo es un anillo fibrocartilaginoso, de forma triangular, que está unido por su base al reborde glenoideo. Recubre la escotadura glenoidea y aumenta ligeramente la superficie de la glenoide, permitiendo mayor congruencia entre las superficies articulares.

La cápsula articular, que recubre la cabeza humeral, se inserta en la escápula alrededor de la glenoide y en la superficie periférica del rodete. Por arriba y por delante llega hasta la apófisis coracoides, y engloba en su origen el tendón de la porción larga del bíceps. En el húmero se inserta alrededor de la cabeza humeral, en el cuello anatómico, excepto en la parte inferior e interna que se aleja de la superficie articular hasta el cuello quirúrgico, permitiendo una mayor amplitud de movimientos en antepulsión o en abducción⁽¹¹⁾.

Los refuerzos ligamentosos en esta articulación son débiles, lo que unido a la pequeña superficie articular de la escápula hacen que esta articulación pueda ser potencialmente inestable. Como refuerzo de la cápsula por la cara anterior e interna se disponen los ligamentos glenohumeral superior, medio e inferior y el ligamento coracohumeral refuerza la articulación por la zona craneal. Es la potente musculatura periarticular del hombro la encargada de proporcionar la estabilidad a la citada articulación⁽¹⁰⁾, desempeñando el manguito rotador un papel importante, como

ligamentos activos que mantienen la cohesión de los extremos articulares y siendo el principal elemento estabilizador de esta articulación.

Los músculos que fijan la articulación glenohumeral o escapulo humeral se agrupan en músculos coaptadores transversales y músculos coaptadores longitudinales.

Los músculos coaptadores transversales son aquellos cuya acción introduce la cabeza humeral en la cavidad glenoidea⁽¹²⁾:

- El supraespinoso: Tiene el origen en la fosa supraespinosa de la escápula y se inserta en la carilla superior del troquíter.
- El infraespinoso: Tiene el origen en la zona más alta de la fosa infraespinosa y se inserta en la carilla postero-superior del troquíter.
- El redondo menor: Tiene el origen en la zona más baja de la fosa infraespinosa y se inserta en la carilla postero-inferior del troquíter.
- El subescapular: Tiene su origen en la fosa subescapular y se inserta en el troquín.
- Bíceps braquial: El tendón de la porción larga de este músculo se inserta en el tubérculo supraglenoideo de la escápula, se une con la porción corta del bíceps en el tercio medio del brazo y termina, a nivel del codo, en un tendón que se inserta a nivel de la tuberosidad bicipital del radio. Este tendón emite una expansión, la aponeurosis bicipital (lacertus fibrosus), que se une a la fascia que recubre los músculos epicondíleos mediales.

Los músculos coaptadores longitudinales son aquellos cuya acción sujeta el miembro superior e impide que la cabeza humeral se luxe por debajo de la glenoide:

- El deltoideo: Tiene como origen la clavícula, el acromion y la apófisis espinosa de la escápula. Se trata de un músculo de siete vientres, de los cuales cuatro corresponden a la espina escapular, uno al acromion y dos al tercio externo de la clavícula. Todos ellos convergen en un punto de la cara lateral del tercio medio del húmero en lo que se llama "V deltoidea".
- Tríceps braquial: La porción larga de este músculo tiene su origen en el tubérculo infraglenoideo de la escápula y se inserta con las otras dos porciones en la cara superior del olécranon.
- El subescapular Tiene su origen en la fosa subescapular y se inserta en el troquín.
- Biceps braquial: Tendón de la porción larga y tendón de la porción corta. El tendón de la porción corta se origina en la apófisis coracoides.
- El pectoral mayor: Su porción clavicular tiene origen en la mitad medial de la cara anterior de la clavícula, su porción esternocostal en el esternón y en los cartílagos costales de la segunda a la séptima costilla, y su porción abdominal tiene su origen en la lámina anterior de la vaina del recto. Las tres porciones se insertan en la cresta del tubérculo mayor del húmero.

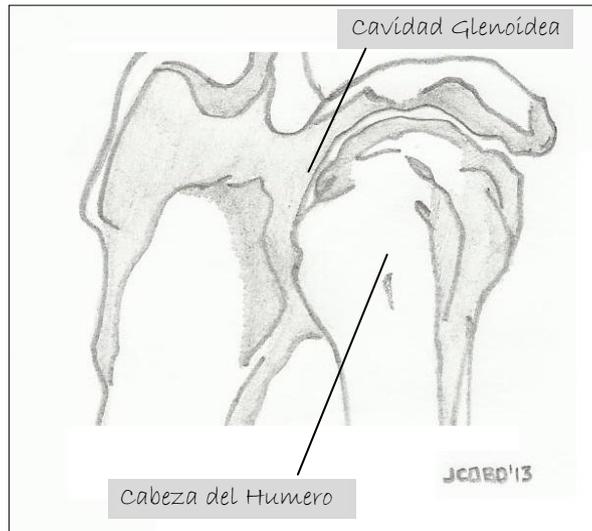


Figura 2. Articulación glenohumeral. Vista lateral
Adaptado de Szunyogy y György⁽¹³⁾

b) La articulación subacromial

La articulación subacromial no puede ser considerada como una verdadera articulación puesto que no tiene dos superficies óseas articulares, pero sí se la puede considerar una articulación desde un punto de vista fisiológico ya que posee dos superficies que se deslizan entre sí. Se deslizan a través de un plano celuloso entre la cara profunda del músculo deltoides y el manguito de los rotadores. En este plano se observa una bolsa serosa que facilita el deslizamiento⁽¹²⁾. Esta articulación está mecánicamente unida a la articulación glenohumeral puesto que cualquier movimiento de esta articulación conlleva un movimiento en la articulación subacromial⁽¹²⁾.

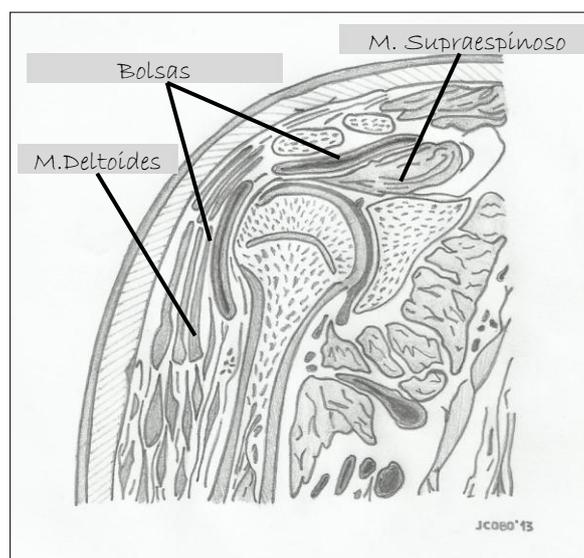


Figura 3. Articulación subacromial. Corte frontal [Adaptado de Schünke et al.⁽¹⁰⁾]

1.2.1.2 Segundo grupo articular del complejo articular del hombro

El segundo grupo articular del complejo articular del hombro está formado por tres articulaciones: la articulación esternoclavicular, la articulación acromioclavicular y la articulación escapulotorácica (esta última articulación también lo sería según criterios fisiológicos)⁽⁹⁾. Independientemente de producir cada una de ellas diferentes patrones de movilidad, forman en conjunto un complejo articular cuya función es permitir desplazamientos de la escápula que van a tener repercusión funcional en el hombro.

a) La articulación esternoclavicular

La articulación esternoclavicular pertenece morfológicamente al grupo de articulaciones en silla de montar y tiene una movilidad reducida. Entre sus superficies articulares (primer cartílago costal, escotadura clavicular del esternón y porción medial

de la clavícula) se interpone un disco articular que aumenta la congruencia de las superficies articulares y amortigua las fuerzas que actúan sobre la articulación.

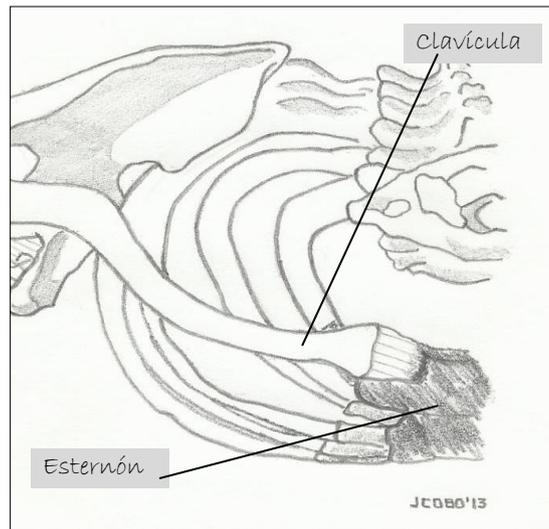


Figura 4. Articulación esternoclavicular. Vista craneal (Adaptado de Schünke et al.⁽¹⁰⁾)

b) La articulación acromioclavicular

La articulación acromioclavicular se establece entre la porción externa de la clavícula y la escápula (acromion) y pertenece al grupo de las articulaciones planas o artrodias, y está unida y reforzada por potentes ligamentos (acromioclaviculares y coracoclaviculares)⁽¹⁰⁻¹²⁾.

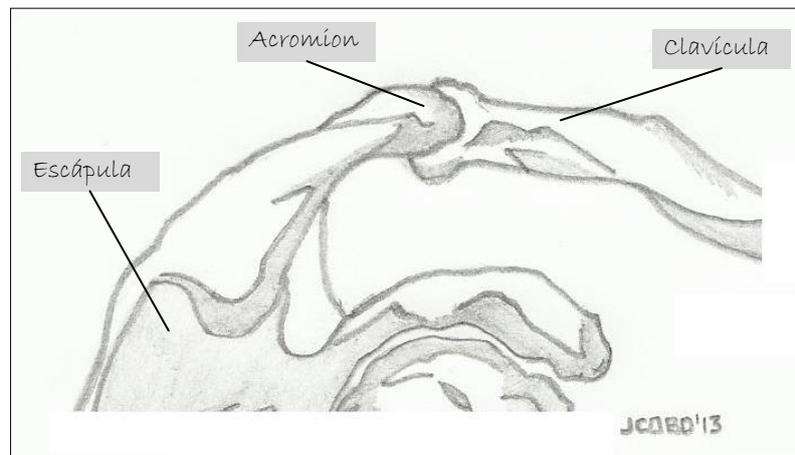


Figura 5. Articulación acromioclavicular. Vista lateral (Adaptado de Szunyogy y György⁽¹³⁾)

c) La articulación escapulotorácica

La articulación escapulotorácica está conformada como un plano de deslizamiento, formada por el tejido conectivo, entre los músculos subescapular y serrato anterior. En todos los movimientos de esta *falsa articulación* la escápula se desliza por el tejido laxo entre los citados músculos y se pueden producir movimientos de traslación y de rotación⁽¹⁰⁾. No puede actuar independientemente de las dos anteriores a las que está mecánicamente unida.

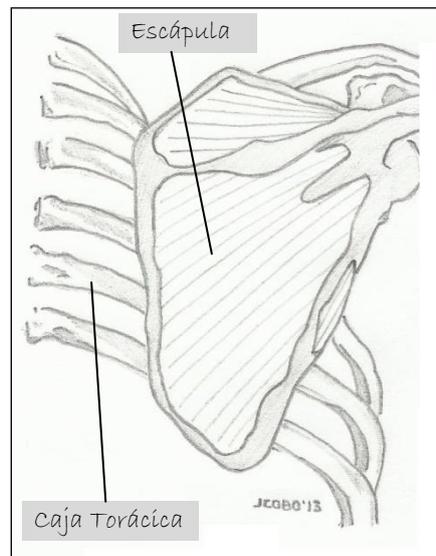


Figura 6. Articulación escapulotorácica. Vista posterior (Adaptado de Szunyoghy y György⁽¹³⁾)

1.2.2 Cinemática del complejo articular

El complejo articular del hombro es la articulación más móvil de todo el cuerpo humano y posee tres grados de libertad, lo que le permite orientar el miembro superior en relación a los tres planos del espacio, rotando a través de los tres ejes principales⁽¹²⁾:

1. Los movimientos de flexo-extensión realizados en el plano sagital se producen a través del eje transversal.
2. Los movimientos de abducción y aducción realizados en el plano frontal se producen a través del eje sagital.
3. Los movimientos de flexo-extensión con el brazo en abducción de 90° realizados en el plano transversal se producen a través del eje longitudinal.

Se podría hablar de un “sub-eje” y denominarlo eje longitudinal del húmero (marcado con la flecha en la Figura 7) que permite la rotación externa y la rotación interna del brazo de dos formas distintas⁽¹²⁾:

1. La rotación voluntaria que utiliza el tercer grado de libertad de la articulación y que solo es factible en articulaciones de tres ejes. Esta rotación se ejecuta por la contracción de los músculos rotadores.
2. La rotación automática que aparece sin ninguna acción voluntaria en las articulaciones de dos ejes, o también en las articulaciones de tres ejes cuando se emplean como articulaciones de dos ejes.

Tabla 2. Articulación, musculatura y posibilidades de movimiento del complejo articular del hombro

Articulación	Musculatura*	Movimiento
Glenohumeral	- Subescapular	- Rotación interna brazo
	- Deltoides (fibras anteriores)	- Flexión, rotación interna brazo
	- Deltoides (fibras medias)	- Abducción brazo
	- Deltoides (fibras posteriores)	- Extensión brazo
	- Supraespinoso	- Abducción brazo
	- Infraespinoso, redondo menor	- Rotación externa brazo
	- Coracobraquial, bíceps braquial	- Anteversión brazo
	- Dorsal ancho	- Retroversión, aducción brazo
	- Pectoral mayor	- Abducción, rotación interna brazo
	- Pectoral mayor (fibras superiores)	- Retroversión brazo
- Pectoral mayor (fibras inferiores)	- Anteversión brazo	
Subacromial	- Supraespinoso	- Deslizamiento muscular
	- Deltoides	- Deslizamiento muscular
Esternoclavicular y acromioclavicular	- Romboides, trapecio, dorsal ancho	- Retroversión clavícula
	- Pectoral mayor, subclavio, serrato	- Anteversión clavícula
	- Trapecio (fibras superiores)	- Elevación clavícula
Escapulotorácica	- Serrato mayor	- Campaneo externo escápula
	- Subclavio	- Descenso escápula
	- Pectoral menor	- Abducción escápula
	- Esternocleidomastoideo	- Campaneo interno escápula
	- Angular de la escápula	- Campaneo interno escápula
	- Romboides	- Aducción, campaneo interno
	- Trapecio (fibras superiores)	- Elevación, campaneo externo
- Trapecio (fibras inferiores)	- Descenso, campaneo externo	

*Se indica la musculatura principal que realiza el movimiento (datos extraídos de Calais-Germain⁽¹¹⁾ y Kapandji⁽¹²⁾)

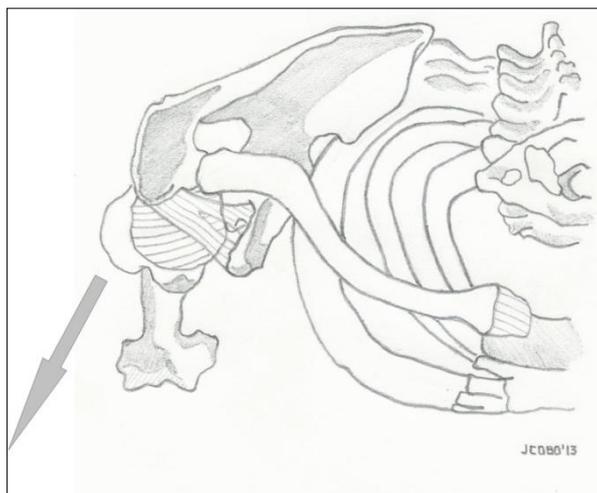


Figura 7. Eje longitudinal del húmero. Vista craneal (Adaptado de Schünke et al.⁽¹⁰⁾)

De esta manera se puede observar que esta articulación es la que tiene mayor posibilidad de movimiento de toda nuestra anatomía, permitiendo la orientación del miembro superior en los tres planos del espacio⁽¹²⁾.

En el movimiento de antepulsión el brazo se lleva hacia delante en el plano sagital pudiendo llegar hasta los 180° (hasta los 90° el brazo se lleva hacia delante y entre los 90° y los 180° el brazo se lleva hacia atrás⁽¹¹⁾). La retropulsión es un movimiento mucho menos frecuente que lleva el brazo hacia atrás en el plano sagital. Es un movimiento de poca amplitud, entre 45° y 50°⁽¹²⁾.

La abducción lleva al brazo hasta su cenit en el plano frontal alcanzando los 180° (hasta los 90° grados lleva el brazo hacia afuera y después de los 90° y hasta los 180° lleva el brazo hacia adentro⁽¹¹⁾) y la aducción solo se puede realizar con una pequeña retropulsión o antepulsión (flexión o extensión) del brazo y su amplitud es del orden de 30° a 45°.

En el movimiento de rotación interna, el brazo gira medialmente, entorno a un eje longitudinal que pasa por la cabeza del húmero, alcanzando normalmente entre los 100° y los 110°, y la rotación externa gira el brazo hacia afuera con una amplitud que no supera los 80°. Sobre este movimiento se incidirá posteriormente.

De la combinación de los movimientos anteriormente comentados se pueden observar otros muchos. Entre ellos está la circunducción, que combina los movimientos elementales alrededor de los tres ejes. Cuando alcanza su amplitud máxima, el brazo describe en el espacio un cono irregular, el cono de circunducción. Junto con el movimiento de la articulación glenohumeral también se produce un movimiento sincrónico de las articulaciones adyacentes, fundamentalmente de la articulación escapulotorácica⁽¹²⁾.

El movimiento de flexo-extensión horizontal se realiza alrededor de un eje vertical, con el miembro en abducción de 90° en el plano frontal. “En la flexión horizontal se combina la flexión y la aducción; su amplitud total es del orden de 140°. En la extensión donde se combina la aducción y la extensión, el arco de movimiento es de 30° a 40°⁽¹²⁾.

El complejo articular del hombro también permite elevar el citado hombro, descenderlo, separarlo y aproximarlos a la columna vertebral, bascularlo con la punta de la escápula hacia adentro (campaneo interno) y bascularlo con la punta del hombro hacia afuera (campaneo externo)⁽¹¹⁾.

El movimiento de abducción de la articulación glenohumeral viene acompañado de un movimiento de abducción de la articulación escapulotorácica y viceversa, el

movimiento de aducción de la glenohumeral viene acompañado de una aducción de la escapulotorácica. A los 90° de abducción la articulación glenohumeral se bloquea debido al impacto del troquíter contra el borde superior glenoideo. Para superar este bloqueo se producen dos movimientos en el complejo articular del hombro: un movimiento pendular de la escápula de unos 60° (el ángulo inferior se dirige hacia la parte externa del cuerpo) y un movimiento de rotación longitudinal de las articulaciones esternocostoclavicular y acromioclavicular de unos 30°⁽¹²⁾.

Durante la flexión de las extremidades superiores, aproximadamente a los 60°, la escápula realiza una rotación mediante un movimiento pendular orientando la glenoide hacia arriba y hacia delante. Al mismo tiempo, las articulaciones esternoclavicular y acromioclavicular realizan una rotación axial de aproximadamente 30°⁽¹²⁾.

En otro sentido, también se tiene que remarcar que los movimientos del muñón del hombro, tanto la retroposición como la anteposición, ponen en funcionamiento la articulación escapulotorácica. La amplitud del movimiento de la anteposición del muñón es mayor que la del movimiento de la retroposición. En el plano horizontal ponen en juego la articulación escapulotorácica. En la anteposición del muñón del hombro la acción muscular la realizan el músculo pectoral mayor, el pectoral menor y el serrato anterior. En la retroposición del muñón intervienen el músculo romboides, el trapecio (porción media) y el dorsal ancho⁽¹²⁾.

“La rotación del brazo sobre su eje longitudinal puede efectuarse en cualquier posición del hombro”⁽¹²⁾. A esta rotación se la llama *rotación voluntaria* o *adjunta de las articulaciones de tres ejes de movimiento* y tiene tres grados de libertad. La posición

de referencia para la medición de la rotación externa e interna del hombro, denominada rotación externa/interna 0° (posición anatómica), se realiza con el codo flexionado a 90° y el antebrazo dispuesto en el plano sagital. En la práctica, la posición de partida más habitual es la de 30° de rotación interna en relación a la posición anatómica, puesto que es la que se corresponde con el equilibrio de los rotadores. La amplitud total de la rotación externa es de 80°⁽¹⁴⁾, pero desde la posición de partida del “equilibrio de los rotadores” esta amplitud sería de 110°. La rotación externa más importante desde el punto de vista funcional es el sector comprendido entre la posición anatómica fisiológica (rotación interna 30°) y la posición anatómica clásica (rotación 0°)⁽¹²⁾.

“La amplitud total de la rotación interna es de 100° a 110°. Para alcanzarla se requiere necesariamente hacer pasar el antebrazo por detrás del tronco, lo que combina un cierto grado de extensión del hombro”⁽⁹⁾. Este tipo de rotación es indispensable para que la mano pueda alcanzar la espalda y es imprescindible para la higiene posterior del cuerpo humano.

En lo referente al centro instantáneo de rotación de la cabeza humeral, “en los movimientos del hombro no existe un centro fijo e inmutable en el curso del movimiento, sino una serie de centros instantáneos de rotación que corresponden al movimiento efectuado entre dos posiciones muy cercanas entre sí”⁽⁹⁾.

Para que exista una rotación perfecta desde el punto de vista de la óptima tensión entre los músculos abductores y los músculos rotadores del hombro, se recomienda una flexión horizontal que oscile entre los 30° y los 45°. Esto produce el máximo confort entre la cabeza humeral y la cápsula glenoidea en el momento de la rotación del

hombro⁽¹⁵⁾. Para incidir en lo comentado anteriormente y para mantener centrada la cabeza humeral en la articulación se debería realizar la rotación manteniendo el brazo a 45° de abducción⁽¹⁶⁾. En este sentido, tanto la flexión horizontal entre 30° y 45° como abducción a 45° coinciden con la mejor posición del brazo para alcanzar los mayores momentos máximos de fuerza de los músculos infraespinoso y subescapular⁽¹⁷⁾.

1.2.3 Estabilidad dinámica articular

“La estabilidad dinámica del hombro durante las actividades diarias se debe fundamentalmente a la acción de los 26 músculos que controlan el complejo articular del hombro. Los músculos que forman el manguito rotador son los que desempeñan el papel más importante de esta estabilidad”⁽⁹⁾. El manguito rotador está formado por la unión de las inserciones musculares del supraespinoso, subescapular, infraespinoso y de la porción superior del redondo menor. Estas inserciones se unen en la cabeza del húmero y coaptan esta a la cavidad glenoidea⁽¹⁰⁾.

Una de las funciones más importantes la realiza el tendón de la porción larga del bíceps, tanto desde un punto de vista fisiológico como de prevención de patologías^(9,18). En el momento en el que este músculo se contrae, sus dos cabezas “desempeñan una función de coaptación simultánea del hombro, la porción corta eleva el húmero con relación a la escápula, apoyándose sobre la apófisis coracoides, e impide con los

músculos tríceps, coracobraquial y deltoides, la luxación de la cabeza humeral hacia abajo. La porción larga simultáneamente aplica la cabeza humeral en la glenoides”⁽⁹⁾.

El deltoides, también, realiza una función muy importante en la estabilidad humeral. Se activa desde el principio en el movimiento de abducción y puede efectuar este movimiento por sí solo hasta su amplitud total. La máxima activación del músculo deltoides en la abducción se sitúa alrededor de los 90°^(9,18).

Centrando este punto del estudio exclusivamente en el manguito de los rotadores, que como se comentaba anteriormente desarrollan un papel fundamental en la estabilidad del hombro, se debe mencionar que forman el grupo muscular con mayor funcionalidad del mismo. Desde sus diferentes inserciones en la cabeza del húmero actúan como rotadores y se asocian a la acción del deltoides para realizar la abducción. “Su acción rotadora se efectúa alrededor de un punto localizado en el centro de la cabeza humeral, en un arco del plano sagital”⁽⁹⁾. En relación a la zona más frágil de este manguito, existe una sección en donde suelen ocurrir el mayor número de desgarros. Esta sección está formada por la parte anterior del tendón del supraespinoso y por el ligamento coracohumeral. “Esta zona crítica es la región de máxima fuerza tensora y es el área de anastomosis vascular entre los vasos del hueso y de los músculos”⁽⁹⁾.

La importancia de los músculos rotadores del hombro no se resume solo en la rotación interna y externa del mismo sino que tiene otras muchas funciones. Durante la abducción del húmero, la descomposición de la fuerza de componente longitudinal, al que hay que restarle el peso del miembro superior (actuando sobre el centro de gravedad), va a aplicarse como fuerza al centro de la cabeza humeral⁽¹²⁾. Sin embargo,

esta fuerza se descompone en una fuerza que encaja la cabeza glenoide, y en otra fuerza, más potente, que tiende a luxarla hacia arriba y hacia fuera. Si los músculos rotadores (infraespinoso, subescapular y redondo menor) se contraen en ese preciso momento, su fuerza global se opone directamente al componente de luxación y la cabeza no puede luxarse hacia arriba y hacia fuera.

El músculo supraespinoso está coordinado con los músculos rotadores en todas las acciones que realiza. De la misma manera, se coordina con eficacia y fuerza con el músculo deltoides en su función abductora. Este músculo tiene dos acciones, una cuantitativa sobre la potencia y resistencia de la abducción, y otra cualitativa sobre la coaptación articular.

Si se halla la potencialidad de la fuerza muscular por el “brazo de palanca” el infraespinoso es el mayor rotador externo seguido del redondo menor y del deltoides posterior. Los rotadores internos son el subescapular y posiblemente el pectoral mayor. El infraespinoso y el redondo menor tienen el mayor “brazo de palanca” en la rotación externa, y el subescapular en la interna. El brazo de palanca de un músculo es la distancia perpendicular entre el centro de rotación de la articulación y la línea de fuerza del músculo⁽¹⁹⁾. Siguiendo la consigna de Kuechle⁽¹⁹⁾ y tomando como valores negativos la rotación externa y como positivos la rotación interna desde la posición neutral de rotación, encontramos los siguientes valores de los brazos de palanca de los músculos que intervienen en la rotación: infraespinoso -2.3 cm, redondo menor -2 cm, deltoides posterior -0.4 cm, supraespinoso -0.3 cm, subescapular +2.2 cm, pectoral mayor +1.8 cm, dorsal ancho +0.8 cm, deltoides anterior +0.7 cm, redondo mayor +0.7 cm.

Obviamente, la fuerza que ejercen los músculos depende de otros muchos factores. Kuechle⁽¹⁹⁾ muestra los siguientes factores: brazo de palanca del músculo, longitud del músculo, tensión del músculo y EMG (sección área muscular x constante x momento de fuerza).

“Frente al número y a la potencia de los músculos rotadores internos, los músculos rotadores externos son más débiles; no obstante, son indispensables para la correcta utilización del miembro superior, ya que solo ellos pueden despegar la mano de la cara anterior del tronco desplazándola hacia delante y hacia afuera; este movimiento de la mano dominante de dentro afuera es imprescindible para la escritura”⁽¹²⁾.

El movimiento normal del hombro depende de la integridad de las estructuras articulares y periarticulares, y de la óptima función biomecánica como consecuencia del buen balance entre los agonistas y antagonistas. Por lo tanto, “es importante mantener la estabilidad muscular y mantener centrada la cabeza humeral”⁽¹⁶⁾ para obtener un movimiento natural.

Las fuerzas musculares no siempre proporcionan estabilidad a las articulaciones del cuerpo humano, en ciertas circunstancias pueden contribuir también a la inestabilidad. En algunas actividades deportivas de lanzamiento y en ciertas tareas de trabajo manual se llega a posicionar la articulación glenohumeral en un rango extremo de movimiento, lo que puede comprometer la estabilidad articular⁽²⁰⁾.

En la mayoría de las ocasiones la actividad muscular estabiliza la articulación glenohumeral al comprimir la cabeza del húmero contra la superficie glenoidea. A través de estos mecanismos de compresión, los músculos del hombro pueden ser los

estabilizadores primarios de la articulación glenohumeral durante los rangos medios del movimiento, en el rango del movimiento en el que las estructuras capsuloligamentosas están relajadas. Estos mecanismos de compresión también pueden ser importantes en los rangos finales del movimiento, donde las fuerzas que actúan sobre la articulación glenohumeral aumentan. En las posiciones de final de rango del movimiento la actividad muscular del hombro protege las estructuras capsuloligamentosas al limitar el rango de movimiento de la articulación y al restar presión sobre las estructuras articulares^(18,20).

La efectividad en cuanto a la estabilización de las fuerzas depende de las características de las fuerzas musculares del hombro y de las superficies articulares. Las fuerzas musculares del hombro pueden estar definidas por su magnitud y su dirección, y se pueden descomponer en⁽²⁰⁾:

- Fuerzas compresivas.
- Fuerzas traslacionales:
 - Fuerzas dirigidas anterior o posteriormente.
 - Fuerzas dirigidas inferior o superiormente.

Mientras que las fuerzas compresivas estabilizan la articulación, las fuerzas traslacionales la desestabilizan. Esta estabilidad puede estar cuantificada por el ratio fuerzas traslacionales/fuerzas compresivas. A medida que disminuye el ratio, aumenta la estabilidad articular y a medida que aumenta el ratio, disminuye la estabilidad.

La estabilidad de la articulación glenohumeral también depende del área de la superficie articular glenoidea disponible para la compresión de la cabeza del húmero. El

ángulo de estabilidad de equilibrio (área efectiva disponible) se puede cuantificar calculando el ángulo que forman la línea imaginaria perpendicular desde el centro de la superficie glenoidea y la línea imaginaria del final del arco glenoide efectivo en cualquier dirección.

Todas las fuerzas de los músculos del hombro se pueden sumar en una única fuerza resultante que comprime la cabeza del húmero dentro de la cavidad glenoidea. Las fuerzas resultantes dirigidas dentro del ángulo de estabilidad de equilibrio estabilizan la articulación glenohumeral, pero las fuerzas resultantes que se dirigen fuera de este ángulo desestabilizan la articulación⁽²⁰⁾.

Las fuerzas musculares del manguito rotador están idealmente alineadas para la compresión efectiva de la articulación glenohumeral en todas las posiciones del hombro. En la posición anatómica cada músculo del manguito rotador contribuye de la misma forma a la estabilidad de la articulación glenohumeral, sin embargo, con la articulación glenohumeral en el final del rango de movimiento, el subescapular es menos efectivo que el resto de rotadores del manguito, y, en este caso, la actividad del biceps braquial también contribuye a la estabilidad de la articulación^(20,21).

Con el brazo situado con una abducción de 60° en el plano escapular la actividad del deltoides incrementa la estabilidad de la articulación glenohumeral. Sin embargo, con esta misma abducción en el plano frontal la actividad del deltoides disminuye la estabilidad de la citada articulación. Lo mismo sucede cuando se activa el pectoral mayor con el brazo situado en abducción de entre 20° y 30° en el plano frontal, a mayor activación del pectoral, mayor inestabilidad de la articulación glenohumeral. Tanto en el

caso del deltoides como en el caso del pectoral mayor, el sumatorio de fuerzas se dirigía fuera del ángulo de estabilidad de equilibrio.

Con el brazo en abducción al final de rango, si se incrementa de manera simulada la fuerza muscular del manguito de los rotadores, tiende a mejorar la estabilidad de la articulación glenohumeral. Sin embargo, si en esta misma posición se incrementa de manera simulada la fuerza muscular del deltoides y del pectoral mayor disminuye la estabilidad de la citada articulación⁽²⁰⁾.

Con situaciones más concretas, si se hace disminuir la actividad muscular del infraespinoso, disminuyen las fuerzas compresivas que se producen en la superficie glenoidea, y si al mismo tiempo se incrementa la actividad muscular del pectoral mayor^(18,21), disminuye la estabilidad de la articulación glenohumeral. En este caso concreto, las posibilidades de que se produzca una luxación en la citada articulación son muy altas⁽²⁰⁾.

La estabilidad del complejo articular del hombro supone uno de los principales objetivos en disciplinas deportivas tales como el lanzamiento de jabalina, peso, cricket, beisbol, baloncesto, balonmano, etc., en las que la ejecución técnica del lanzamiento de los móviles específicos de cada disciplina se ejecuta con un movimiento del brazo por encima de la cabeza⁽⁶⁻⁸⁾. Por otra parte, en balonmano el mecanismo de lesión del hombro no solo se ve afectado por la propia ejecución técnica del lanzamiento, sino también por las continuas acciones de oposición entre los jugadores que buscan controlar al oponente directo o que tratan de impedir el lanzamiento a portería⁽²²⁾.

La reciente popularización de una disciplina como el balonmano playa, con características propias diferentes a las del balonmano pista, hace necesario profundizar en el estudio de la citada disciplina⁽²³⁾.

1.3 EL BALONMANO PLAYA

1.3.1 Origen y evolución del balonmano playa

De forma previa al estudio del origen del balonmano playa se ha realizado una síntesis sobre el origen del balonmano. Sin lugar a dudas, si queremos conocer el origen del balonmano playa debemos profundizar en el origen del balonmano. Los juegos o deportes que se practicaban con móviles (pelotas) en la antigüedad son el origen de los deportes de balón tal y como los conocemos hoy en día. La prueba deportiva prehistórica mejor conocida que se jugaba con una pelota y que, entre otros, se golpeaba con las manos, es la denominada “Poktapok” por los mayas y “Tlatchli” por los aztecas. Se tienen datos sobre ella que datan del año 1.500 a.C.⁽²⁴⁾.

De los anteriores *juegos formales mesoamericanos* de la prehistoria se pasa a unos juegos más informales. Una de las teorías más extendidas considera que la causa de esta transformación es debida a la falta de apoyo político y económico. Desaparecen las canchas en las que se practicaban los citados juegos pero se mantienen las características básicas. Se cree que sobre estos últimos juegos más informales se cimentan los deportes de balón actuales (fútbol, balonmano, lanzamientos,...) ⁽²⁴⁾.

El antecesor directo del balonmano que se juega actualmente es el balonmano a 11 jugadores. Nace a principios del siglo XX, cuando fue aceptado por las Federaciones Internacionales de Atletismo y de los Movimientos Gimnásticos, y se jugaba en un terreno de juego similar al del fútbol de 55-65 m. de ancho por 90-110 m. de largo. En

España, según Cruz y Gerona⁽²⁵⁾, no existe ninguna referencia del balonmano hasta 1928. En este año existen evidencias de que se practicaba en la Escuela Naval de El Ferrol. El Capitán Mendoza escribió en 1929 la primera normativa básica sobre el balonmano a 11. En 1941 se fundó la Real Federación Española de Balonmano y un año después el primer Campeonato de España de Balonmano a 11.

En 1938 nace el balonmano tal como hoy lo conocemos, organizándose las primeras competiciones internacionales⁽²⁶⁾. La primera competición oficial de balonmano de nuestro país se realizó en 1951. En esta primera competición el Atlético de Madrid, en categoría masculina, y el Real Madrid, en categoría femenina, fueron los primeros campeones. El primer partido internacional de balonmano se jugó en Madrid en abril de 1953, España versus Suecia.



Figura 8. Balonmano Atlético de Madrid 1978-79⁽²⁷⁾

En lo que se refiere a la historia del balonmano playa, nace en la Isla de Ponza, una pequeña localidad del sur de Italia, el 20 de junio de 1992. Gianni Buttarelli (presidente del equipo de balonmano Sequax Lazio) y Franco Schiano (presidente de un equipo italiano de la serie B) fueron los creadores de este deporte⁽²⁸⁾. La idea surge viendo el auge que estaba adquiriendo el voleibol playa en esos momentos y con la intención de atraer turistas en verano y de promocionar el balonmano tradicional⁽²⁹⁾.

El I Torneo Mundial de Balonmano Playa tuvo lugar en la playa de San Antonio en la mencionada Isla de Ponza (Italia) en Julio de 1992. En este mismo año Gianni Buttarelli y Franco Schiano fundaron en Italia la primera asociación de Balonmano Playa, COHB. El primer torneo oficial a nivel internacional tuvo lugar en Roma en 1993, dirigido por Gianni Buttarelli⁽²⁸⁾.



Figura 9. I Torneo Internacional de Balonmano Playa, Fregene 1993⁽²⁸⁾

El interés internacional por el balonmano playa crece de forma continuada. Es presentado oficialmente por la IHF en mayo de 1994. Las reglas internacionales fueron establecidas en septiembre de 1994 en Harleem (Holanda)⁽²⁸⁾.

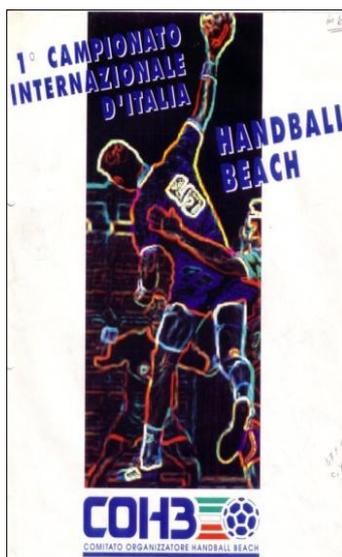


Figura 10. Cartel I Torneo Internacional de Balonmano Playa⁽²⁸⁾

En España, el primer torneo oficial comunicado a la Real Federación Española de Balonmano fue el celebrado en Moguer (Huelva), en el año 1995. También se disputó durante ese año un torneo en Galicia. La creación de una Liga en Cádiz en el verano de 1995, con varios equipos formados por jugadores del Club Balonmano Gades, se constituyó como el verdadero punto de partida de este deporte en España. En 1996 se organizó el primer torneo oficial con inscripción libre en esta ciudad andaluza. En 1997 se disputó en Benalmádena (Málaga) el I Campeonato de España. El CB Gades en

categoría masculina y el Reserva de la Biosfera de Lanzarote en la femenina serían los primeros campeones de España.

Tabla 3. Cuadro de campeones nacionales de balonmano playa

Año	Competición	Categoría masculina	Categoría femenina
1997	Campeonato de España (Benalmadena)	CB Gades	Reserva de la Biosfera Lanzarote
1998	Campeonato de España (Cádiz)	CB Gades	Málaga Costa del Sol
1999	Campeonato de España (Moguer)	CB Gades	Konfor Corre Corre
2000	Campeonato de España (Cádiz)	CB Gades	Reserva de la Biosfera Lanzarote
2001	Campeonato de España (Pilar de la Horadada)	CB Gades	Castelldefells
2002	Campeonato de España (Pilar de la Horadada)	CB Barbate	BM. Iznalloz
2003	Campeonato de España (Mazagón)	CB Gades	Prim-Ball Beach
2004	Campeonato de España (Barbate)	CB Barbate	Jugui Socorro
	Tour Balonmano Playa	CB Playa Alcalá	BM Triana Tecnocasa
2005	Tour Balonmano Playa	CB Playa Alcalá	Málaga Costa del Sol
2006	Campeonato de España Tour (Sevilla)	Atún y Chocolate	Málaga Costa del Sol
2007	Campeonato de España ASEBAP (Cullera)	BM Playas de Gades	Málaga Costa del Sol
2008	Campeonato de España ASEBAP (Alicante)	JBMP Ciudad de Málaga	Viprén Cádiz
	Regularidad ASEBAP Tour	CB Barbate	BM Playa LPS
2009	Campeonato de España ASEBAP (Murcia)	CBP Ciudad de Málaga	BM Playa Sohail
	Regularidad ASEBAP Tour	CB Playa Alcalá	Málaga Beach
2010	Campeonato de España (San Javier)	Metaloplásticos	Málaga Beach
2011	Campeonato de España (Melilla)	CBP Ciudad de Málaga	BM Playa Mijas G-7
2012	Campeonato de España (Pilar de la Horadada)	Handbol Platja Calella	CBP Ciudad de Málaga
2013	Campeonato de España (Almería)	CBP Algeciras	CB Getasur
2014	Campeonato de España ASEBAP (Laredo)	CBP Ciudad de Málaga	CBP Sevilla
	Circuito Arena Tour	CB Playa Alcalá	CBP Sevilla

A pesar de la corta trayectoria histórica del balonmano playa, su rápida progresión internacional ha provocado el interés de los investigadores de las ciencias del deporte. Partiendo de las similitudes con la modalidad del balonmano pista, las diferencias reglamentarias existentes, el hecho de jugar sobre la arena y la utilización de técnicas específicas de desplazamientos y lanzamientos han incentivado el análisis de las necesidades condicionales específicas del balonmano playa⁽³⁰⁾, pues tanto los requerimientos energéticos como las ejecuciones técnicas requieren de un trabajo físico específico y adaptado a esta modalidad.

1.3.2 Análisis de las necesidades condicionales del balonmano playa

De forma genérica, Fernando Posada⁽³¹⁾ nos dice que el balonmano playa está caracterizado fundamentalmente por su alto ritmo de juego, superior al de cualquier deporte de playa y al del balonmano pista, al atacar siempre en superioridad e iniciar el juego después de gol con el saque del portero. En este mismo sentido, Gehrler⁽²⁸⁾ comenta que el balonmano playa requiere de fuerza, velocidad y resistencia. La fuerza necesaria para saltar y lanzar, la velocidad necesaria para los desplazamientos defensivos y de contraataque, la velocidad de reacción necesaria para responder a los innumerables estímulos y situaciones cambiantes que se producen durante el juego, y la resistencia necesaria para repetir todas las acciones mencionadas anteriormente a gran intensidad y durante el mayor tiempo posible.

Morillo⁽³²⁾ realiza un análisis más específico sobre las necesidades condicionales del JBMP para llevar a cabo acciones de 6-7 segundos a alta velocidad, con recuperaciones cortas y casi nunca homogéneas. Las acciones comentadas anteriormente se repiten durante los dos tiempos de 10 minutos y el descanso de 5 minutos que dura cada partido⁽³³⁾. En este sentido, Morillo⁽³²⁾ resalta la necesidad de desarrollar la potencia y la capacidad anaeróbica láctica, pero subraya incidir de forma concreta en la mejora de la capacidad anaeróbica aláctica, sin olvidar el entrenamiento de la potencia aeróbica. Por otro lado, en el análisis realizado por San Pedro⁽³⁴⁾ sobre el puesto específico del portero ofensivo, se remarca la importancia del desarrollo de la potencia anaeróbica láctica en estos jugadores. El trabajo de Lara⁽³⁵⁾ revela que la intensidad de los esfuerzos durante la competición en una población femenina se sitúa entre vigorosa y muy vigorosa durante el 70% del tiempo de juego, tomando como referencia la frecuencia cardiaca, que muestra registros entre el 80% y el 83% de la frecuencia cardiaca máxima cuando el balón está en juego. En un estudio en el que se analizaban tests sobre arena de playa (Course-Navette adaptado y máxima velocidad durante 15 metros) realizados a JBMP de máximo nivel, Bago y Sáez⁽³⁶⁾ hallaron valores medios de lactato en sangre de 13,44 mmol/l. y determinaron la glucólisis anaeróbica como la principal vía de producción de energía en este deporte.

Atendiendo al tipo de esfuerzos realizados durante la competición, Morillo⁽³²⁾ habla de la importancia del desarrollo de la fuerza máxima, que mejore tanto la neuromuscular como la hipertrofia, y de la fuerza explosiva en las piernas que incremente la velocidad de contracción muscular. En este sentido, parece lógico que el

trabajo de fuerza se oriente preferentemente al desarrollo de la fuerza explosiva general, con una base de fuerza máxima neuronal que mejore la coordinación intramuscular, y de desarrollo hipertrófico mínimo que asegure la estabilización articular como medio de prevención de lesiones pero que se aleje de grandes ganancias de masa muscular. Cuanto menos peso, más facilidad tendrá para desplazarse y para saltar sobre la arena de playa. Por otro lado, la reglamentación es más exigente a la hora de evitar el contacto físico en el balonmano playa que en la modalidad de pista, con el fin de favorecer el juego ofensivo⁽³⁰⁾, por lo que los jugadores no precisan el mismo grado de desarrollo muscular que en el balonmano pista al existir menos contactos.

Llegados a este punto, se hace necesario realizar una síntesis sobre la manifestación de la fuerza y los métodos que ayudan a su desarrollo, con el objetivo de contextualizar a nivel conceptual la terminología empleada.

La Real Academia de la Lengua define *acción* como el “resultado de hacer”. En el caso que nos ocupa, la acción muscular sería el resultado de lo hecho por el músculo. En muchas ocasiones entre la terminología de las ciencias del deporte no se utilizan los términos adecuados para conseguir el acuerdo del ámbito científico. Por ejemplo, hablar de contracción muscular podría llevar a equívocos. En este sentido, Tous⁽³⁷⁾, mencionando a “Cavanagh (1988) y Knuttgen y Komi (1992)”, nos dice que el término más apropiado para definir las actuaciones del músculo (acortamiento, mantenimiento o alargamiento de la longitud muscular) debería ser acción muscular.

Este mismo autor⁽³⁷⁾ elabora un esquema partiendo de las ideas de Atha (1981) sobre los tipos de las acciones musculares (Figura 11), intentando clarificar una terminología algo confusa.

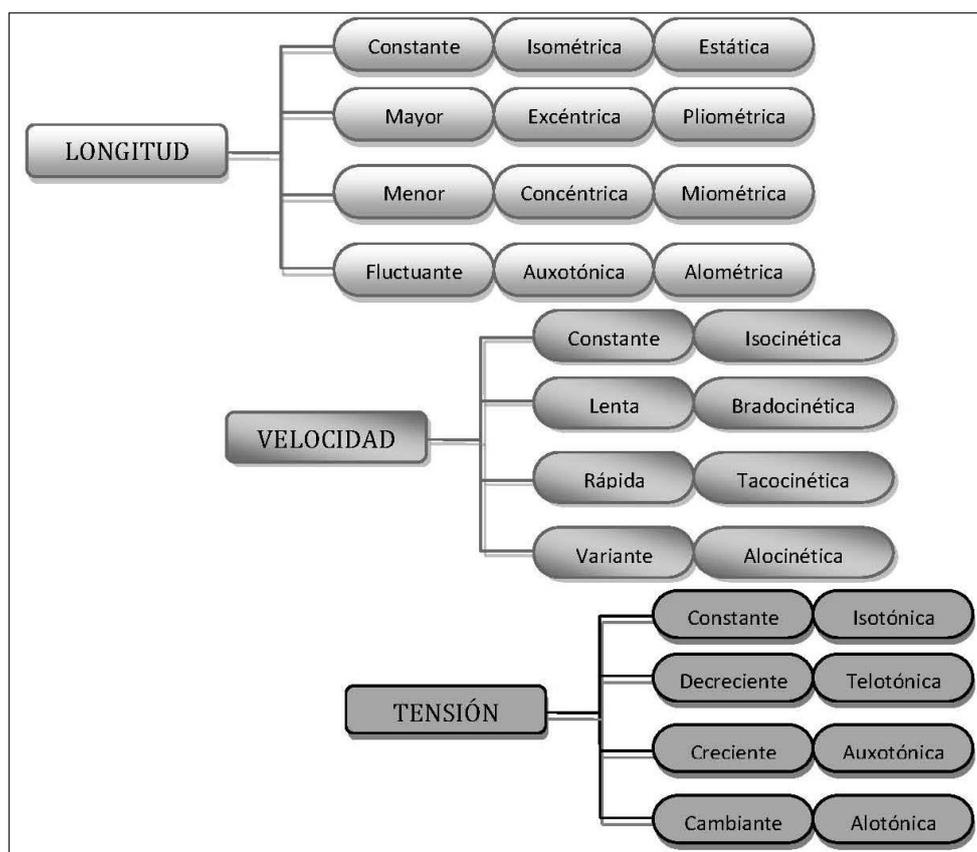


Figura 11. Tipos de acciones musculares (Adaptado de Tous⁽³⁷⁾)

Tous⁽³⁷⁾ clasifica la acción muscular en función de la longitud, la velocidad y la tensión que pueden generar o tener los músculos:

- **Dependiendo de la longitud que tenga el músculo:** Según Tous⁽³⁷⁾, atendiendo a la etimología de los términos utilizados en la clasificación clásica usada para definir las acciones musculares en función de la longitud que tenga el músculo, no son correctos, pues dichos términos no se corresponden con lo que se quiere indicar al utilizarlos. En este sentido, **isométrico** significa *la misma medida* (*iso-* proviene del griego y significa *igual* y *-métrica* significa *medida*) y de una u otra manera existe variación de la medida muscular aunque en la articulación no exista movimiento en la articulación implicada; **excéntrico** significa *que está fuera del centro* y no refleja lo que se quiere dar a entender al hablar de una acción muscular excéntrica; **concéntrico** significa *tener un centro común* y sucede lo mismo que en la acción excéntrica en cuanto al significado; y **auxotónico** significa *incremento de la tensión* (*auxo-* proviene del griego *aumentar* y *-ton-* que proviene del latín *tonus*, que a su vez proviene del griego *tovoç* que significa *tensión*) y de la misma forma que en los términos citados anteriormente tampoco se utiliza con este sentido. Por todo ello, Tous⁽³⁷⁾ intenta utilizar una terminología menos confusa y, por tanto, indica que la acción muscular podría ser **estática** si esta longitud se mantiene constante, **pliométrica** si aumenta la longitud del músculo (*plio-* proviene del griego y significa *mayor*), **miométrica** si disminuye la longitud del músculo (*mio-* proviene del griego y significa *menor*), y **alométrica** si la longitud del músculo varía (*alo-* significa

variación). En nuestro caso, y aunque sí coincidimos con el planteamiento de Tous⁽³⁷⁾, utilizaremos la terminología clásica puesto que el hacer lo contrario podría llevar a confusiones terminológicas puesto que, de momento, en el ámbito deportivo su uso es generalizado.

- **Dependiendo de la velocidad que generen los músculos:** La acción muscular podría ser **isocinética** si la velocidad se mantiene constante (*iso-* significa *igual* y *cinético, movimiento*), **bradocinética** si la velocidad disminuye (*bradi-* significa *lento*), **tacocinética** si la velocidad aumenta (*taco-* proviene del griego y significa *rapidez*) y **alocinética** si varía la velocidad.
- **Dependiendo de la tensión que generen los músculos:** La acción muscular podría ser **isotónica** si el músculo mantuviese la misma tensión, algo solo reproducible en condiciones de laboratorio, **telotónica** si decreciese la tensión muscular (*telo* es una palabra latina que significa *acabar*), **auxotónica** si aumentase la tensión muscular (*auxo* que proviene del griego y significa *aumentar*) y **alotónica** cuando variase la tensión muscular.

Si difícil era encontrar un consenso para las clasificaciones de las acciones musculares en el ámbito de las ciencias del deporte más lo es aún cuando lo que se quiere clasificar o identificar son las manifestaciones de la fuerza. Siguiendo a Vittori⁽³⁸⁾ y a Tous⁽³⁷⁾, que lo hacen intentando relacionar la clasificación de las manifestaciones de la fuerza con la tensión muscular, se puede determinar que las manifestaciones de la fuerza son de dos tipos: estática y dinámica. A su vez se pueden distinguir dentro de la estática: la estática máxima y la estática submáxima; y dentro de la dinámica: la

dinámica máxima, la dinámica explosiva y la dinámica reactiva, que a su vez diferencia entre la reactiva elástico explosiva y la reactiva reflejo elástico explosiva.

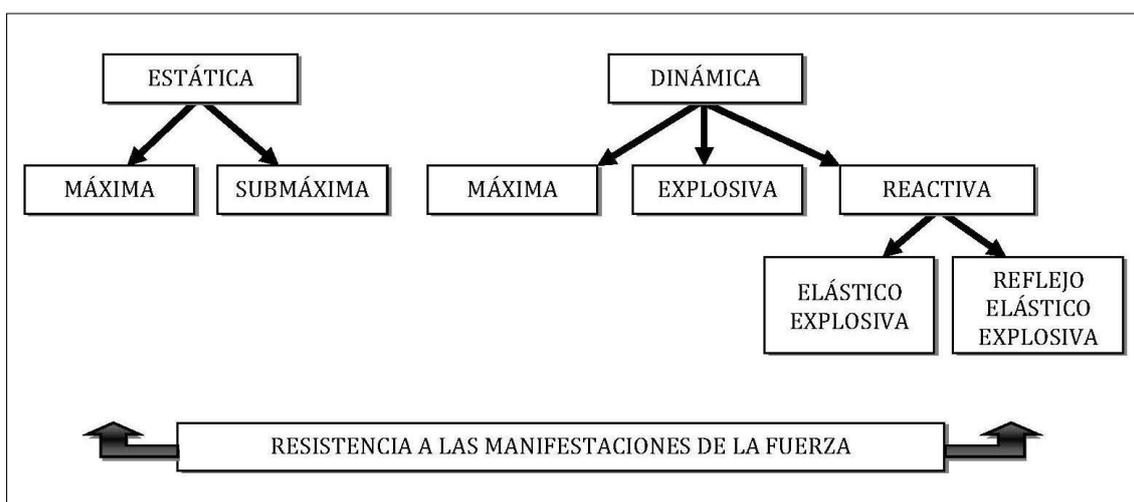


Figura 12. Manifestaciones de la fuerza (Adaptado de Vittori⁽³⁸⁾)

La manifestación estática se define como la cantidad de tensión que puede generar un músculo frente a una resistencia desprovista de movimiento articular detectable⁽³⁹⁾, si la resistencia es insalvable y la tensión es máxima hablaríamos de manifestación estática máxima y si la resistencia se pudiese vencer (mantener una mancuerna en el aire) y la tensión es submáxima hablaríamos de manifestación estática submáxima.

La manifestación dinámica es la que se expresa para desplazar, sin limitación de tiempo, una carga y se contrapone a la estática en la cual no existe movimiento⁽³⁸⁾. La subdivisión sería *dinámica máxima* cuando es la que aparece al vencer la mayor carga posible en un solo movimiento y la *dinámica explosiva* que es la capacidad de ejercer la

mayor fuerza posible en el mínimo tiempo posible⁽³⁷⁾. En cuanto a la manifestación *dinámica reactiva de la fuerza*, es la que según Tous⁽³⁷⁾ se produce mediante un doble ciclo de trabajo muscular. Estaríamos hablando de manifestación *dinámica reactiva elástico explosiva* cuando la musculatura trabaja primero dentro de una acción muscular en la que se aumenta la longitud del músculo sin producirse a máxima velocidad y, posteriormente, disminuye la longitud del músculo produciéndose la contracción a la máxima velocidad posible⁽⁴⁰⁾. Cuando el “golpe de fuerza” se hace lo más rápido posible a partir de una acción excéntrica se la denomina manifestación *dinámica reactiva reflejo elástico explosiva*⁽⁴¹⁾.

El desarrollo de la fuerza máxima dinámica se puede realizar mediante métodos estáticos, isocinéticos, de estimulación eléctrica y/o peso libre. El más común es el método de peso libre y el número de repeticiones adecuado tiene que estar comprendido entre 1 y 3, con una carga que supere el 85% de una repetición máxima (1RM)⁽⁴²⁾. Este tipo de entrenamiento se basa en el desarrollo de la coordinación intramuscular.

En relación a este tipo de coordinación, Boeckh-Behrens y Buskies⁽⁴⁰⁾ comentan que este entrenamiento tiene como objetivo una mejora conjunta del sistema neuronal y del sistema muscular. No se producen cambios en la estructura energética o morfología del músculo, “aunque aumenta la fuerza máxima que puede ser activada voluntariamente desde la masa muscular existente”. Lo que se produce es un aumento del reclutamiento de fibras musculares que ya existen.

En este sentido, no movilizan el mismo número de fibras musculares los atletas entrenados que los no entrenados. La reserva de fibras sin movilizar en atletas

entrenados puede llegar a menos del 20% y en los atletas no entrenados ronda el 40%. En definitiva, en una contracción voluntaria máxima de un atleta entrenado puede llegar a reclutar el 80% de las potenciales fibras musculares para esa contracción⁽⁴¹⁾. En esta misma línea, Boeckh Behrens y Buskies⁽⁴⁰⁾ resaltan que las fibras musculares que no llegan a reclutar los atletas no entrenados o los que realizan un entrenamiento con pequeñas resistencias ronda el 30%, y que pueden llegar a reclutar hasta el 95% si se realiza un entrenamiento de coordinación intramuscular.

En cuanto a la manifestación dinámica reactiva reflejo elástico explosiva se debe remarcar que el desarrollo de este tipo de fuerza será fundamental para deportes como baloncesto, balonmano, voleibol, gimnasia, fútbol, de saltos... Cada acción concéntrica va precedida de una acción excéntrica. La elongación previa (acción excéntrica) hace reclutar mayor número de fibras y que se almacene energía elástica para utilizar durante la acción concéntrica. Los atletas entrenados reducen el tiempo entre la acción excéntrica y concéntrica aumentando el reclutamiento de fibras y almacenaje de energía⁽⁴¹⁾. Lo comentado en este apartado es algo a tener muy en cuenta a la hora de estudiar la relación que pueda existir entre la fuerza de un sujeto y su peso.

Después de realizar la contextualización conceptual que permite entender correctamente el desarrollo de este apartado, se continúa explicando los métodos de entrenamiento de la fuerza más usuales en balonmano playa.

Para Espar⁽⁴³⁾, el jugador de balonmano y, a lo que es posible añadir, el jugador de balonmano playa, deben desarrollar la resistencia anaeróbica, la fuerza explosiva y la toma de decisiones discriminatoria, especialmente en deportistas ya formados. Hay que

remarcar que este proceso debe cumplirse solo después de una preparación general y auxiliar. Antón⁽⁴⁴⁾, incidiendo en la toma de decisiones, resalta la necesidad que tiene el jugador de balonmano de adaptarse permanentemente a las respuestas del entorno y que es preciso que reaccione con prontitud, reduciendo el ritmo de la actividad, a veces detenerse y actuar explosivamente en otras ocasiones.

Puede decirse que el balonmano se caracteriza por acciones relevantes de ejecución rápida y máxima intensidad, que requieren de las cualidades de fuerza y velocidad, y de estadios de conexión entre estas acciones de más baja intensidad que requieren principalmente de la resistencia. Por lo tanto, se puede afirmar que los objetivos principales en la preparación física de un jugador de balonmano deberían ser⁽⁴⁵⁾:

- Ser capaz de realizar esfuerzos de corta duración y gran intensidad con una alta eficacia.
- Ser capaz de repetirlos tantas veces como sea necesario con la misma efectividad.
- Soportar una gran carga.

En relación al último punto, se debe remarcar que una de las diferencias entre el balonmano playa y el balonmano pista es que en el primero no se tienen que soportar grandes cargas de contactos entre atacantes y defensores. El reglamento de la modalidad de playa penaliza en gran medida el contacto entre defensor y atacante, lo que hace que durante el transcurso del juego no se produzcan los citados contactos. Esto es algo a

tener muy en cuenta en la condición física del JBMP ya que no tendrá entre sus objetivos el de hipertrofiar sus músculos para soportar los contactos o realizarlos.

En el balonmano la fuerza va a tener una relación directa con cada una de las acciones motrices. El requerimiento de esta capacidad física básica es la base de la preparación del deportista, pero no servirá cualquier manifestación de fuerza, sino que el objetivo del entrenamiento debe ser la mejora de la fuerza útil. Como se ha expuesto anteriormente, se necesita de la fuerza explosiva puesto que las exigencias de la práctica van encaminadas a esfuerzos de alta intensidad y corta duración, que son los que tienen mayor relevancia en el resultado del juego; no pudiéndose olvidar el desarrollo de la fuerza resistencia puesto que es necesario mantener la eficacia de las acciones el mayor tiempo posible⁽⁴⁵⁾.

Rosal Asensio⁽⁴⁵⁾ menciona en su estudio el término *fuerza funcional* y cómo transferir positivamente el desarrollo de la fuerza al juego. Propone una metodología para facilitar dicha transferencia, “con cuatro niveles de aproximación, dependiendo de la especificidad de los ejercicios con respecto a las condiciones de ejecución de cada acción en competición”. Se organizan de mayor a menor analogía con el movimiento de competición. Los niveles son los siguientes:

1. Fuerza General.
2. Fuerza Dirigida.
3. Fuerza Especial.
4. Fuerza Específica o de Competición (útil).

Este mismo autor relaciona el método de trabajo anterior con la propuesta de Cometti⁽⁴⁶⁾, que encadena el movimiento de musculación, el movimiento dinámico y el gesto de la disciplina deportiva, llamándolo *búlgaro acentuado orientado*. En esta propuesta la serie se organizaría de la siguiente manera:

- Tres repeticiones con la máxima carga superada en el test 1RM para “el movimiento de musculación”.
- Seis repeticiones hasta la fatiga para “el gesto de la disciplina deportiva” (cargas submáximas).
- Seis repeticiones a máxima velocidad con el propio peso del cuerpo o con el 40-50% de 1RM para “el gesto de la disciplina deportiva”.

Finalmente, se tendrían que elegir los ejercicios dependiendo de la acción a la que vaya indicada la preparación y organizarlos según el orden lógico que indicaría el trabajo de fuerza explosiva.

La adaptación de Rosal Asensio⁽⁴⁵⁾ empezaría con un ejercicio general de musculación con cargas casi máximas, para continuar con un ejercicio dirigido, o uno especial, con cargas bajas (balones medicinales, balones lastrados, rosquillas ligeras, o saltos pliométricos de intensidad media-baja), para finalizar con un ejercicio de técnica-táctica individual, con situaciones de toma de decisiones simples.

En este tipo de métodos combinados se podrá dirigir el entrenamiento para orientarlo más al trabajo de fuerza explosiva o al trabajo de fuerza máxima. La combinación de acciones concéntricas y excéntricas orientará el trabajo hacia la fuerza máxima y no recibirá una transferencia negativa la fuerza explosiva; la combinación del

trabajo concéntrico y el trabajo excéntrico favorecen en gran medida la fuerza explosiva⁽⁴⁷⁾.

Una vez descritas las necesidades condicionales del balonmano playa y más concretamente las relacionadas con la fuerza muscular, y teniendo presente la importancia de la articulación del hombro en las acciones de lanzamiento, nos planteamos qué método o métodos son los más adecuados para realizar la valoración de la fuerza muscular en dicha articulación. En este sentido, necesitamos que el método nos permita la valoración objetiva, válida y fiable de la fuerza muscular del hombro de jugadores de balonmano playa y de deportistas de deportes en los que no se realicen acciones de lanzamiento por encima de la cabeza, con el objetivo de poder comprobar la existencia de diferencias. En el siguiente apartado se presentan los diferentes métodos estudiados hasta la fecha sobre la valoración de la fuerza muscular, centrando la atención particularmente en el método de valoración mediante dinamometría isocinética.

1.4 MÉTODOS DE VALORACIÓN DE LA FUERZA MUSCULAR

Entre los métodos de valoración de la fuerza muscular se pueden resaltar los que utilizan pesos libres o máquinas de fuerza, con o sin dinamómetros, los que utilizan el propio cuerpo del sujeto, con o sin pesos libres, y los que utilizan el dinamómetro como instrumento principal de valoración; este último es el objeto del estudio que nos ocupa.

1.4.1 Con pesos libres

Los métodos que utilizan pesos libres o máquinas de fuerza tienen como máximo referente el test de 1RM y es en la actualidad la metodología más utilizada para determinar la carga máxima. En líneas generales, se puede decir que el test consiste en hallar la carga máxima que el sujeto puede vencer mediante una acción muscular concéntrica en un ejercicio determinado⁽⁴⁸⁾. En relación a las valoraciones de fuerza de una acción muscular excéntrica, son muy pocos los estudios realizados en este sentido con otros métodos que no sean los dinamómetros isocinéticos^(49,50) y no existe un criterio uniforme en cuanto a la velocidad del movimiento con que debe medirse para hallar un valor fiable⁽⁴⁸⁾. Existen otras alternativas al test de 1RM que utilizan cargas submáximas y fórmulas matemáticas para determinar las cargas máximas orientativas que se pueden vencer en cada ejercicio⁽⁵¹⁾. El 1RM tiene varios inconvenientes entre los

que encontramos: los patrones mecánicos de los ejercicios de valoración son significativamente diferentes a los patrones de los gestos deportivos, el peso máximo no indica la velocidad alcanzada durante la ejecución y no todos los tests tienen la estabilidad necesaria para asegurar una buena ejecución del ejercicio⁽⁴⁸⁾.

1.4.2 Pesos libres con dinamómetro

Para evaluar la velocidad del movimiento en los tests de fuerza en los que se utilizan pesos libres se manejan dinamómetros adaptados, como los encoder del musculab, isocontrol u otros, y de esta manera, además de obtener el valor de la velocidad del movimiento, se obtienen también otras muchas variables derivadas del espacio, la carga y la velocidad. Todo ello se podría realizar en el ámbito competitivo. Sin embargo, el mayor inconveniente de este método para este estudio es que la velocidad del movimiento es variable⁽⁵²⁾.

Entre los métodos que utilizan el dinamómetro para evaluar la fuerza se encuentra el método isocinético. De los diferentes inconvenientes citados anteriormente en este y otros apartados de los diferentes métodos de evaluación solo la no reproductibilidad del movimiento competitivo se podría aplicar al método isocinético, por lo tanto, se puede decir que es un buen método para valorar la fuerza de un sujeto.

1.4.3 Con el propio cuerpo y con pesos libres

Otra fuerza que se puede medir es la fuerza explosiva y los métodos más utilizados para valorar este tipo de fuerza son los que utilizan el propio cuerpo del sujeto y, en algunos casos, con la ayuda de pesos libres. Entre los métodos que utilizan el propio cuerpo del sujeto para medir la fuerza se pueden dividir entre los que lo hacen valorando las extremidades superiores y los que lo hacen valorando las extremidades inferiores. En relación a estos últimos, el referente son los *Tests de Bosco*⁽²⁾. Estos tests dieron un impulso a los sistemas de valoración y al control de las distintas manifestaciones de la fuerza, y ofrecen la posibilidad de comparar entre la fuerza explosiva y la reactiva; y dentro de la fuerza reactiva, entre la fuerza reactiva elástico explosiva y la reactiva reflejo elástico explosiva. Se utilizan plataformas de contacto o de fuerza y se valoran cuatro tipos de saltos: el salto a 90°, el salto con contramovimiento, el salto con ayuda de brazos y el salto con caída.

Palao y Valadés⁽⁵³⁾ realizan una adaptación de los Tests de Bosco y ofrecen las mismas posibilidades de los anteriores pero para las extremidades superiores. Proponen el uso del balón medicinal como estandarización del peso de trabajo y valoran la velocidad o la distancia del lanzamiento tras la recepción del balón medicinal dejándolo caer desde una altura determinada.

1.4.4 Con dinamómetro

1.4.4.1 Método isocinético

1.4.4.1.1 Origen y concepto isocinético

El concepto *ejercicio isocinético* fue mencionado por James Perrine e introducido en la literatura científica en 1967 por Hislop y Perrine⁽⁵⁴⁾ y Thistle, Hislop, Moffroid, y Lohman⁽⁵⁵⁾. El dinamómetro isocinético permite ejercer toda la fuerza posible en cualquier momento angular del recorrido manteniendo una velocidad constante. Cuando la velocidad angular del movimiento es igual o supera la velocidad preestablecida en el dinamómetro, este produce una contrafuerza que mantiene la velocidad invariable⁽⁵⁶⁾.

El citado dinamómetro utiliza una carga o resistencia sobre las palancas corporales, de manera que esta carga actúe de forma útil y en cantidades relativamente limitadas. Al impedir mecánicamente la aceleración del movimiento mediante una fuerza resistida proporcional a la fuerza muscular ejercida, se evita que se disipe la energía generada. En consecuencia, la fuerza resistida variará en función de la eficacia del sistema de palancas del esqueleto y se aprovechará toda la energía generada (a diferencia de los ejercicios convencionales, en los que la energía es parcialmente absorbida, ya que el resto se disipa mediante aceleraciones)⁽⁵⁷⁾.

El término isocinético debería reservarse para el tipo de contracción muscular que acompaña a una velocidad constante de movimiento angular de un miembro, más que a un coeficiente lineal constante de acortamiento muscular⁽⁵⁶⁾.

En 1994 Perrin⁽³⁾ comentaba que desde 1970 habían sido numerosas las publicaciones científicas que trataban de explicar los aspectos del ejercicio isocinético. Las continuas investigaciones que se hacían sobre los ejercicios de resistencia y sobre la intención de adaptar la fuerza muscular real y de expresarla mediante unas curvas de momento torsional naturales auguraban la llegada de un nuevo enfoque sumamente prometedor para el ejercicio y para el análisis muscular. Pensaba que la valoración isocinética podría contribuir a ello por sus enormes posibilidades de aplicación en el estudio y por la comprensión de la cinesiología. A día de hoy, sigue creciendo exponencialmente el número de investigaciones sobre la valoración isocinética y los nuevos dinamómetros tratan de adaptarse a las necesidades reales.

1.4.4.1.2 Ámbitos de aplicación

La dinamometría isocinética tiene dos grandes ámbitos de aplicación: la evaluación muscular y el entrenamiento deportivo. Dentro del ámbito de la evaluación muscular se podrían distinguir diferentes áreas entre las que se encuentran la evaluación muscular deportiva, objetivo de este estudio, y el peritaje.

Para esta última área, la dinamometría isocinética puede ser de gran ayuda, ya que carece de las limitaciones que puede conllevar una aproximación manual a la hora de realizar la valoración del balance muscular. Este hecho hace que la evaluación isocinética se utilice cada vez más en el ámbito de la valoración del daño corporal o peritaje. Es muy habitual por parte de pacientes laborales la demanda de más atenciones o compensaciones por pérdida de funcionalidad de sus extremidades después de sufrir un accidente⁽⁵⁸⁾. Para poder inferir conclusiones clínicas válidas mediante dinamometría isocinética los resultados emitidos deben ser veraces, es decir, el esfuerzo realizado por el paciente debe ser máximo. "Una aproximación alternativa a la evaluación de la fuerza muscular y la sinceridad del esfuerzo estaría basada en la curva fisiológica fuerza-velocidad"⁽⁵⁸⁾.

El otro campo de aplicación mencionado anteriormente es el del entrenamiento deportivo. En este ámbito, los métodos isocinéticos se consideran los más eficaces para el entrenamiento de la fuerza puesto que permiten "poner en funcionamiento las fibras en toda la amplitud del movimiento y, por consiguiente, requieren un mayor número de ellas"⁽⁴¹⁾. Sin embargo, en una investigación en la que se compararon los resultados del entrenamiento de la fuerza entre un ejercicio de fuerza alocinético con un ejercicio de fuerza isocinético no se encontraron diferencias significativas, aunque los mayores porcentajes de mejora se encuentran en el entrenamiento mediante el ejercicio isocinético⁽⁵⁹⁾. En la Tabla 4 se muestran los aumentos de los valores de fuerza de la investigación comentada anteriormente.

Tabla 4. Relación entre el método de entrenamiento y la mejora de la fuerza

Método de entrenamiento	Efecto del entrenamiento		
	1RM – Alocinético	MM - Isocinético	Isométrico
Isocinético	+ 16,6%	+ 13,9%	+ 13,3%
Alocinético	+ 13,3%	+ 12,6%	+ 7,6%
Grupo control	-	- 6,4 %	-

1RM: una repetición máxima. MM: momento máximo de fuerza

Adaptado de Remaud et al.⁽⁵⁹⁾

1.4.4.1.3 Ventajas e inconvenientes del método isocinético

La resistencia isocinética presenta varias ventajas sobre las restantes modalidades de ejercicio. A continuación se enumeran tres ventajas generales⁽³⁹⁾:

- Los músculos pueden ejercitarse a su potencial máximo para todo el alcance cinético de la articulación. Por ejemplo, en la mitad del campo cinético central de la articulación (donde un músculo ofrece su razón longitud-tensión óptima para el enlace de las proteínas actina y miosina, así como la máxima ventaja mecánica), el dinamómetro isocinético conservará su velocidad preestablecida, por tanto, se producirá una fuerza mayor. Mientras que en los extremos del campo cinético de la articulación (donde un músculo se halla en desventaja fisiológica y mecánica) el dinamómetro seguirá conservando su velocidad preestablecida, pero se producirá una fuerza menor. Comoquiera que no existe una resistencia fija para alcanzar el punto más débil de un arco cinético dado (como ocurre con el ejercicio anisométrico), el ejercicio isocinético permite que se produzca una fuerza voluntaria máxima en todo el campo cinético.

- La resistencia isocinética puede ofrecer igualmente una alternativa más segura a las demás modalidades de ejercicio en el curso de la rehabilitación. El ejercicio isocinético es intrínsecamente más seguro que el ejercicio isotónico por el hecho de que el mecanismo de resistencia del dinamómetro se desembraga cuando el paciente empieza a experimentar dolor o malestar. Un aparato isocinético puede, además, adaptarse a cualquier problema de rehabilitación que se presente. Por ejemplo, el ejercicio podrá ser gradual y fácilmente mantenido dentro de los límites indoloros del campo cinético de la articulación a unas velocidades que reduzcan al máximo el peligro potencial de lesión articular⁽⁶⁰⁾.
- El ejercicio isocinético puede ser utilizado para cuantificar la capacidad de un grupo de músculos para generar momento torsional o fuerza, y como modalidad de ejercicio para el restablecimiento del nivel de fuerza prelesión de un grupo de músculos.

Otra de las ventajas de la evaluación isocinética es la reproductibilidad de los diferentes tests de fuerza. Varios estudios han demostrado que los tests-retests muestran valores muy similares. En este sentido, se aconseja desechar los test de valoraciones isocinéticas que tengan un coeficiente de variación superior al 10%^(4,15).

La velocidad en la ejecución de los movimientos durante el entrenamiento tiene gran importancia en el aumento de fuerza. En este sentido, el método isocinético ofrece mayores ventajas que el resto de métodos puesto, que con una velocidad media, las mejoras de fuerza se producen en todos los tipos de movimientos si los clasificamos en cuanto a su velocidad de ejecución⁽⁴¹⁾. Trabajar la fuerza muscular con la velocidad

adecuada contribuye a una mejora de la fuerza máxima y este tipo de fuerza “es una de las variables más importantes que condicionan las manifestaciones de la fuerza muscular en los diferentes ejercicios deportivos, ya que la velocidad y la potencia con que se realicen los movimientos dependerán fundamentalmente de la cantidad relativa de fuerza requerida para realizar la acción”⁽⁴⁸⁾.

Como última ventaja a destacar del método isocinético se debe remarcar que permite valorar correctamente tanto la fase concéntrica como la fase excéntrica durante la ejecución de un movimiento, y admite valorar la fuerza excéntrica a diferentes velocidades para posteriormente analizar las posibles diferencias. Cuando se ejercen fuerzas dinámicas y se quiere valorar este tipo de fuerzas se deben analizar las fases concéntricas y excéntricas de cada movimiento.

Como todos los métodos de valoración de la fuerza muscular el método de valoración isocinética también tiene sus inconvenientes. La dinamometría isocinética en la valoración de la fuerza muscular de practicantes de deportes en los que se ejecutan lanzamientos, no siempre aporta la información adecuada en lo relativo a los gestos técnicos. En este sentido, se debe tener muy en cuenta que los dinamómetros isocinéticos pueden dar distintas valoraciones para un mismo grupo muscular según sea la posición articular correspondiente⁽²⁾. Otra de las desventajas sería el alto coste del dinamómetro. Esto supone un freno para que se generalice el método y en la actualidad existen aparatos más económicos que intentan imitar el ejercicio isocinético⁽⁴¹⁾.

En relación al entrenamiento dinámico reactivo reflejo elástico explosivo, no se podría llevar a cabo con garantías con los dinamómetros isocinéticos actuales puesto

que “el tiempo que transcurre entre la fase de trabajo excéntrico y concéntrico es demasiado largo, y el beneficio ocasionado con el preestiramiento disminuye a un ritmo de unos 20 N. (Newton) por cada milisegundo ya que la energía elástica se desvanece en forma de calor”⁽²⁾.

Tabla 5. Ventajas e inconvenientes de los métodos auxotónico, isométrico e isocinético⁽⁴¹⁾

	Auxotónico	Isométrico	Isocinético
Velocidad del aumento de fuerza	Rápida	Media	Muy rápida
Aumento de fuerza en el movimiento global	Bueno	Malo	Excelente
Tiempo necesario para el entrenamiento	Significativo	Corto	Medio
Modalidades de trabajo	Complejas	Sencilla	Sencillas
Control sobre el aumento de fuerza	Muy sencillo	Sencillo	Difícil

1.4.4.1.4 Valoración isocinética de los músculos rotadores del hombro

El estudio de la valoración isocinética de los músculos rotadores del hombro resulta muy complejo y ha sido causa de múltiples estudios. Existen dos aspectos principalmente importantes a la hora de evaluar el hombro desde el punto de vista isocinético⁽⁹⁾:

1. El estudio de la diversidad de posiciones que podemos emplear para su valoración, eligiendo la más adecuada para cumplir con los objetivos propuestos.
2. La colocación de la extremidad a evaluar teniendo en cuenta la exactitud que se tiene que emplear a la hora de fijar el eje de rotación.

Una de las primeras decisiones que se tienen que tomar a la hora de realizar una valoración isocinética del complejo articular del hombro es la de resolver la posición inicial del sujeto. Para este complejo articular, podríamos hablar de tres posiciones:

1. Bipedestación.
2. Tendido supino.
3. Sentado.

La primera posición queda descartada puesto que con el apoyo en el suelo de las extremidades inferiores se podría contribuir a la generación de la fuerza que ejerce la extremidad superior a evaluar⁽³⁾.

La segunda y la tercera posición son las recomendadas por las diferentes marcas de los dinamómetros (Biodex, Kin-Com, Cibex,...) y la más utilizada es la posición de sentado puesto que admite más variables en cuanto a la colocación de la extremidad superior, sobre todo en la valoración del movimiento de rotación. En este caso, la posición de tumbado no permite colocar la extremidad superior en la posición de rotación neutra.

La colocación de la extremidad superior teniendo en cuenta el eje de rotación del dinamómetro depende de las indicaciones de los manuales de las diferentes marcas de dinamómetros. Lo más importante en este sentido es seguir estrictamente las indicaciones de los manuales para realizar una correcta colocación de la extremidad a valorar.

En cuanto a la posición específica de valoración isocinética del movimiento de rotación interna-externa del hombro, se presenta a continuación un resumen de las posiciones encontradas entre la bibliografía de estudio (Tabla 6):

- Situando el húmero pegado al cuerpo.
- Situando el húmero en una posición de 90° de abducción.
- Utilizando una posiciones intermedias, colocando la extremidad superior entre los 30 y 45° de abducción, y los 30° de flexión.
- Variando los grados de flexión y abducción de la extremidad buscando el mayor confort articular y muscular.

Tabla 6. Posiciones en la valoración isocinética de la rotación del hombro

Autor/año	Posición	Abducción brazo	Flexión brazo	Flexión codo
De Toledo/2008(61)	Bipedestación	0º	0º	90º
Walmsley/1987(62)	Bipedestación	0º	15º	90º
Walmsley/1987(62)	Sentado	0º	90º	90º
Julienne/2012(63)	Sentado	0º	90º	90º
Julienne/2007(7)	Sentado	0º	90º	90º
McMaster/1991(8)	Sentado	0º	90º	90º
Chaler/2006(64)	Sentado	30º	45º	90º
Gozlan/2006(65)	Sentado	45º	30º	90º
Jun/2014(66)	Sentado	45º	30º	90º
Anderson/2006(4)	Sentado	45º	30º	90º
Dauty/2006(67)	Sentado	45º	30º	90º
Catusus/2003(68)	Sentado	45º	30º	90º
Dauty/2005(69)	Sentado	45º	30º	90º
Chaler/2002(58)	Sentado	45º	30º	90º
Codine/1997(16)	Sentado	45º	30º	90º
Kuhlman/1992(15)	Sentado	45º	30º	90º
Stickley/2008(70)	Sentado	45º	30º	90º
Shklar/1995(71)	Sentado	45º	30º	90º
Sugimoto/2006(72)	Sentado	45º	30º	90º
Edouard/2012(73)	Sentado	45º	30º	90º
Stuelcken/2007(74)	Sentado	45º	30º	90º
Cools/2005(75)	Sentado	90º	0º	0º
Iida/2013(76)	Sentado	90º	0º	90º
Mullaney/2005(77)	Sentado	90º	0º	90º
Zapartidis/2007(78)	Sentado	90º	0º	90º
Cools/2009(79)	Sentado	90º	0º	0º
Egret/2000(80)	Sentado	90º	0º	90º
Andrade/2013(81)	Sentado	90º	0º	90º
Bayios/2001(82)	Sentado	90º	0º	90º
Batalha/2012(83)	Sentado	90º	0º	90º
Fernandes/2014(84)	Sentado	90º	0º	90º
Andrade/2013(85)	Tendido supino	90º	0º	90º
Chandler/1992(86)	Tendido supino	90º	0º	90º
Ellenbecker/1998(87)	Tendido supino	90º	0º	90º
Walmsley/1987(62)	Tendido supino	90º	0º	90º
Ng/2002(88)	Tendido supino	90º	0º	90º
Ellenbecker/1997(87,89)	Tendido supino	90º	0º	90º
Ellenbecker/1988(87)	Tendido supino	90º	0º	90º
Noffal/2003(90)	Tendido supino	90º	0º	90º
Connelly/1989(91)	Tendido supino	90º	0º	90º
Baltaci/2004(92)	Tendido supino	90º	0º	90º
Cingel/2007(93)	Tendido supino	90º	0º	90º
Andrade/2010(1)	Tendido supino	90º	0º	90º
De Toledo/2008(61)	Tendido supino	90º	0º	90º
Fleck/1992(94)	Tendido supino	90º	0º	90º

Cada posición tiene sus ventajas e inconvenientes. Con el brazo pegado al cuerpo se pueden crear daños musculares en el tendón del músculo supraespinoso y en el tendón de la porción larga del músculo bíceps braquial; además, el rango articular (ROM) está limitado por el tronco. En la posición de abducción de 90° (0° de flexión y 90° de flexión de codo –Figura 13), aunque se puede conseguir un ROM completo, la citada posición puede resultar lesiva si se mantiene mucho tiempo, por la presión producida entre el músculo supraespinoso y la superficie antero-inferior del acromion. Por último, con la posición de flexión se puede provocar en el movimiento de intrarrotación una fuerte presión contra la apófisis coracoides de la escápula⁽⁹⁾.



Figura 13. Posición extremidad: abducción brazo 90°, flexión brazo 0°, flexión codo 90°

En otro orden de cosas, para realizar una correcta evaluación también es conveniente tener claro qué musculatura interviene en cada movimiento y qué posición es la adecuada para evaluar correctamente la acción de cada músculo o complejo

muscular. En el caso del movimiento de rotación interna y externa del hombro, la rotación interna viene dada por la actividad muscular de los músculos dorsal ancho, redondo mayor, subescapular y pectoral mayor; y la rotación externa es producida por los músculos infraespinoso, redondo menor y deltoides posterior⁽⁹⁾. En algunos casos se cree que el deltoides posterior no interviene en la citada rotación externa⁽¹²⁾. La abducción ideal para que estos músculos rotadores internos impriman mayor fuerza sería la de 60°^(12,62), “sin embargo, la mayor fuerza de rotación externa se ejerce con una flexión de 90° en el plano sagital”⁽⁶²⁾.

Entre los diferentes autores que evaluaron la rotación interna-externa del hombro Stickley⁽⁷⁰⁾, en un estudio de jugadoras de voleibol adolescentes, argumentaba la situación de la extremidad superior buscando la posición de máximo confort. Colocaba el brazo con 30° de abducción, 30° de flexión y 90° de flexión de codo (Figura 14).



Figura 14. Posición extremidad: abducción brazo 30°, flexión brazo 30°, flexión codo 90°

La misma argumentación la realizaba Stuelcken⁽⁷⁴⁾ en un estudio de jugadoras de élite de cricket y colocaba a las jugadoras con el brazo en 45° de abducción, 30° de flexión horizontal y 90° de flexión del codo (Figura 15).

Sugimoto⁽⁷²⁾, en un estudio comparativo entre los entrenamientos de bodyblade y banda elástica, situaba a los sujetos con 30° de abducción, 30° de flexión horizontal y 90° de flexión de codo. Otros autores^(4,16,64,65,82,95) también colocaban al sujeto con el brazo en 45° abducción, 30° de flexión y con el codo en 90 ° de flexión.

Estos últimos lo justifican porque de esta manera todos los músculos que intervienen en la rotación del hombro están en la mitad del recorrido del movimiento lo que asegura el equilibrio entre ellos^(4,16,64,65,82,95).



Figura 15. Posición extremidad: abducción brazo 45°, flexión brazo 30°, flexión codo 90°

En conclusión, para la mayoría de los estudios tratados se cree que la posición ideal es la de 45° de abducción y 30° de flexión, realizada en posición de sentado, ya que limita la acción muscular indirecta, forzando el esfuerzo en los músculos valorados de rotación externa e interna y el equilibrio muscular de los rotadores ofrece la mejor opción de evaluación isocinética (Tabla 6); en cambio, Chaler⁽⁶⁴⁾ encuentra que el equilibrio muscular rotador está en los 30° de abducción y los 45° de flexión.

En cuanto al plano ideal para realizar la valoración isocinética de la fuerza de los músculos rotadores del hombro, el plano inclinado coronal sería el más adecuado para medir la fuerza de este movimiento^(15,87). El plano inclinado coronal es el paralelo al músculo supraespinoso y perpendicular a la cavidad glenoidea^(10-12,47).

Otro aspecto a tener en cuenta en cuanto a la valoración isocinética de los músculos rotadores del complejo articular del hombro es el número de repeticiones a realizar. Se han encontrado diferencias entre los estudios revisados en relación a la valoración de la rotación externa-interna del hombro en posición neutra. En general, se puede observar un número bajo de repeticiones para velocidades lentas, entre 3 y 6, y alguna más, entre las 10 y 15 repeticiones, para velocidades rápidas (Tabla 7). Huesa⁽⁹⁾ es el único autor de los artículos estudiados que realiza las series de 10 repeticiones del movimiento a una velocidad de 60°/s, el resto de autores revisados realizan en sus tests 5 repeticiones máximas por serie (Tabla 7).

En cuanto a la velocidad de valoración, existe un gran consenso en el movimiento de rotación externa-interna. Las más utilizadas son: 60°/s, 120°/s, 180°/s y 300°/s (Tabla 7).

Para finalizar este apartado, se debe remarcar que en cualquier valoración isocinética es importante realizar una fijación correcta del sujeto al dinamómetro para evitar compensaciones sinérgicas. En el caso de la valoración isocinética del hombro, la importancia se magnifica debido a la gran movilidad de esta articulación.

Tabla 7. Velocidades y número de repeticiones en la valoración isocinética de la rotación del hombro

Autor/año	30°/s	60°/s	90°/s	120°/s	180°/s	210°/s	240°/s	300°/s
Julienne/2007(7)		2			2			2
Anderson/2006(4)		3						
Chandler/1992(86)		3						15
Zapartidis/2007(78)		3			3			3
Bayios/2001(82)		3			3			3
Walmsley/1987(62)		3		3	3			
Gozlan/2006(65)		3			10			
Batalha/2012(83)		3			20			
Jun/2014(66)		4			15			
De Toledo/2008(61)		5						
Stickley/2008(70)		5						
Cools/2009(79)		5						
Andrade/2013(81)		5						5
Andrade/2013(85)		5						5
Van Meeteren/2005(60)		5						
Dauty/2006(67)		5		5				50
Dauty/2005(69)		5		5				
Sugimoto/2006(72)		5		5				
Edouard/2012(73)		5		5				
Cingel/2007(93)		5		5				
Codine/1997(16)		5			5			10
Egret/2000(80)		5			5			
Baltaci/2004(92)		5			5			
Andrade/2010(1)		5			5			5
Chaler/2002(58)		5		5	5			
Cools/2005(75)		5			10			
De Toledo/2008(61)		5			10			
Connelly/1989(91)		5			15			
Ellenbecker/1988(87)		6			6	6		
Shklar/1995(71)		6		6	6			
Huesa/2000 ⁽⁹⁾		10						
Ellenbecker/1998(87)								20
Ng/2002(88)								
Kuhlman/1992(15)			3			3		
Mullaney/2005(77)				32				
Julienne/2012(63)				35				
Fleck/1992(94)					2		2	2
Catasus/2003(68)			5		5			
Cook/1987(96)					7			10
Fernandes/2014(84)			5		5			
McMaster/1991(8)	3				3			
Chaler/2006(64)	4			4				

1.5 ESTADO DE LA CUESTIÓN

1.5.1 Valoración de la fuerza muscular

Según Godik (en Bosco⁽⁹⁷⁾) las primeras instalaciones para medir la fuerza se remontan al siglo XVIII. Estas albergaban máquinas rudimentarias y se utilizaban los métodos más simples. Desde entonces hasta la fecha tanto las instalaciones como los métodos han ido evolucionando progresivamente hasta llegar a valorarse en laboratorios específicos de fuerza y con métodos que utilizan las últimas tecnologías.

Se valoran las distintas manifestaciones de fuerza existentes así como los factores que les afectan. En este sentido, valoraciones más recientes muestran los factores determinan la fuerza muscular. Estos factores se pueden dividir en⁽⁹⁸⁾:

- Extrínsecos: edad, sexo, calentamiento, entrenamiento, alimentación, factores volitivos, ritmo diario y estacional.
- Intrínsecos: anatómicos (sección transversal del músculo, estructura y características de las fibras musculares, disposición anatómica de las fibras musculares, longitud del músculo, clases de fibras), biomecánicas (brazo de palanca, punto de apoyo, punto de inserción del hueso), y neurofisiológicos (coordinación intramuscular, coordinación intermuscular).

Otros estudios remarcan la importancia de la cantidad de músculo y sobre todo de la activación neuromuscular^(40, 41) y Álvarez del Villar⁽⁹⁹⁾ diferencia entre factores de los cuales depende la fuerza absoluta del músculo y los factores de los cuales depende la

fuerza efectiva. Entre los factores de los cuales depende la fuerza efectiva destaca la acción de los músculos antagonistas y sinergistas.

Entre los factores comentados anteriormente se citaba el sexo. Las hormonas, los tipos de fibra y la utilización de la musculatura en la vida cotidiana, remarcan las diferencias entre la fuerza muscular de los hombres y de las mujeres. Estos tienen mayor influencia positiva en el incremento de la fuerza del hombre que en el de la mujer⁽⁴¹⁾. Por lo tanto, hace que se reduzca la posibilidad de relación positiva de otros factores que pueden influir en la fuerza muscular. En la mujer ocurre lo contrario, la menor influencia positiva de los factores comentados anteriormente hace que aumente las posibilidades de otro tipo de relaciones de la fuerza.

Entre otros estudios que midieron las relaciones de la fuerza muscular y los factores antropométricos, Hulens⁽¹⁰⁰⁾ estudió la correlación entre la fuerza y diferentes medidas antropométricas (masa libre de grasa, masa grasa e índice de masa corporal) en 223 mujeres obesas y en 80 mujeres no deportistas y observó los siguientes resultados:

- Halló correlación estadísticamente significativa (relación débil) en las mujeres obesas entre:
 - El momento máximo de fuerza de la flexo-extensión del tronco y de la rodilla, y las variables antropométricas estudiadas.
 - El momento máximo de fuerza de la flexo-extensión de la articulación de la rodilla y el porcentaje masa libre de grasa.
 - El momento máximo de fuerza de la extensión de la articulación de la rodilla y el porcentaje de masa grasa.

- No halló correlación en las mujeres obesas entre el momento máximo de fuerza:
 - De la flexo-extensión de la articulación de la rodilla y el índice de masa grasa.
 - De flexión de la articulación de la rodilla y el porcentaje de masa grasa.
- No halló correlación en las mujeres no deportistas entre ninguno de los momentos de fuerza estudiados y las variables antropométricas índice de masa corporal y porcentaje de masa grasa.
- Halló correlación estadísticamente significativa entre todos los momentos de fuerza estudiados y el porcentaje de masa libre de grasa.

Hulens estimó el nivel de actividad física con el cuestionario de Baecke⁽¹⁰¹⁾. Los resultados obtenidos después de aplicar el cuestionario citado dieron como resultado un nivel bajo de actividad física en los dos grupos de estudio.

Otras de las valoraciones de fuerza muscular que se realizan son las que miden las relaciones que existen entre esta fuerza muscular y los diferentes tipos de lanzamientos. En este sentido, Debanne⁽¹⁰²⁾ utilizó el test 1RM de press de banca para destacar que existía relación entre la fuerza máxima, la potencia del lanzamiento en el balonmano, y el peso y el índice de masa grasa del sujeto. Srhoj⁽¹⁰³⁾ estudió la relación entre la fuerza, variables antropométricas y el lanzamiento de balonmano. Encontró relación estadísticamente significativa entre la velocidad del lanzamiento de balonmano y la longitud del brazo, antebrazo y mano. También encontró relación estadísticamente significativa entre dicha velocidad del balón y la fuerza de la mano dominante. Srhoj⁽¹⁰³⁾ analizó a 41 estudiantes de kinesiología que no habían practicado nunca balonmano.

Para preparar la investigación, los estudiantes realizaron siete semanas de entrenamiento de balonmano previas a los tests. En este mismo estudio no se encontraron relaciones significativas entre la velocidad del lanzamiento de balonmano y las siguientes variables estudiadas: diámetro de la muñeca, anchura de la mano, diámetro del codo, velocidad de desplazamiento, agilidad vertical, lanzamiento de balón medicinal, velocidad de desplazamiento del brazo, impulso del salto y técnica del salto.

1.5.2 Valoración dinamométrica isocinética de la fuerza muscular

Las primeras evaluaciones que se realizaron con dinamometría isocinética trataban de comparar los diferentes segmentos corporales y estudiar cómo se comportaban dichos segmentos corporales en función de su dominancia lateral. Posteriormente, las valoraciones se ampliaban a otros muchos aspectos: desequilibrios musculares, relaciones de la fuerza, lesiones, recuperaciones, peritaciones,... Estas evaluaciones se llevaron a cabo en diferentes articulaciones pero la articulación más estudiada con los dinamómetros isocinéticos ha sido la rodilla, seguida del complejo articular del hombro. El movimiento más estudiado en el citado complejo articular ha sido el de rotación⁽¹⁰⁴⁾. En este sentido, la mayoría de los estudios que se han encontrado en la revisión bibliográfica de este trabajo se basan en el ámbito deportivo.

Las comparaciones de los diferentes segmentos corporales citados anteriormente mostraban predominios de la musculatura flexora en contraposición de

la extensora^(96,104-106) y de la musculatura de la rotación interna en contraposición de la de rotación externa^(6,9,65,80,93,107). De la misma manera, las extremidades dominantes obtenían mayores valores que las extremidades no dominantes.

Otros estudios realizados en la valoración isocinética son los que trataban de observar los desequilibrios musculares. La mayoría de ellos comparaban grupos deportivos y grupos sedentarios. En algunos casos se estudiaban los desequilibrios musculares articulares inducidos por el entrenamiento. Estos desequilibrios musculares se han estudiado particularmente en la articulación de la rodilla⁽¹⁰⁴⁾. Se mostraron valores estadísticamente significativos entre atletas y no atletas. Entre ellos se mostraron valores de jugadores de fútbol profesional con unos ratios isquiotibiales-cuádriceps más bajos que los normales. Esta disparidad aparente entre los grupos musculares opuestos es teorizada para ser la respuesta fisiológica del tejido muscular a demandas de entrenamientos específicos⁽⁹⁶⁾. En relación a los músculos flexores y extensores de la rodilla, población sana que no practica deporte profesional muestra un ratio del 60%⁽¹⁰⁸⁾ a diferencia de los ratios de los jugadores de fútbol profesional comentados anteriormente, que oscilaban entre el 40% y el 50%. En este sentido, estudios más recientes observan que los mayores desequilibrios musculares en la articulación comentada se producen por una reducción de la fuerza en la musculatura de la región posterior del muslo⁽¹⁰⁹⁾.

Otro de los aspectos observados en los estudios de dinamometría isocinética que trataban de valorar los desequilibrios musculares era que a medida que aumenta la velocidad isocinética disminuía el ratio entre la musculatura agonista y antagonista. Esta

disminución de los valores del citado ratio a medida que van aumentando las velocidades angulares es debida sobre todo a un decrecimiento de los valores del momento máximo de la musculatura antagonista. Las causas de este decrecimiento se pueden argumentar por varias razones: por la imposibilidad de reclutar las fibras musculares del tipo I cuando aumenta la velocidad, porque la viscoelasticidad de los músculos produce más fricción a mayor velocidad⁽⁷⁾ y por la no capacitación del individuo para realizar la coordinación intermuscular a mayores velocidades⁽¹⁰⁷⁾. En esta misma línea, también se observaba en los estudios tratados un descenso de los valores de los momentos máximos en todas las variables cuando aumentaba la velocidad isocinética⁽⁷⁹⁾.

Otra teoría es la que propone McMaster⁽⁸⁾, que considera que la situación descrita anteriormente se debe a un factor mecánico. A velocidades lentas de contracción, el músculo esquelético es capaz de generar grandes fuerzas, mientras que a velocidades contráctiles altas, acercándose a la velocidad de acortamiento máximo, el músculo esquelético genera muy poca tensión. Consecuentemente, las diferencias de fuerza muscular entre dos grupos musculares diferentes se hará más notable en velocidades contráctiles lentas que en velocidades más altas de contracción.

También la valoración isocinética ha estudiado las relaciones que pueden existir entre los valores isocinéticos y las medidas antropométricas. Los estudios analizados muestran resultados muy diversos. Mayer⁽¹⁰⁷⁾ comenta “que la altura, así como el peso corporal y el índice de masa corporal sólo tienen ligera influencia sobre la fuerza máxima isocinética en el hombro de hombres y mujeres no entrenados”. Codine et al.⁽¹⁶⁾

no encontraron influencia entre la talla y el peso y los valores isocinéticos del hombro en jugadores que practican deportes de lanzamiento por encima de la cabeza. Kuhlman⁽¹⁵⁾, en una investigación sobre el movimiento de abducción del hombro en donde se evaluaba la fuerza isocinética, no halló correlaciones significativas en cuanto al peso y al porcentaje de masa grasa del sujeto. De la misma manera, Mayer⁽¹⁰⁷⁾, en un estudio sobre los valores normativos de la fuerza isocinética, remarca que los momentos máximos de fuerza no dependen de las variables altura, peso y masa grasa. Holmes⁽¹¹⁰⁾, en un estudio isocinético de los músculos flexores y extensores del muslo de jóvenes de entre 15 y 18 años, halló correlación estadísticamente significativa entre el momento máximo de fuerza y el peso, en ambos sexos. Latikka⁽¹¹¹⁾, en una valoración isocinética sobre la extensión de la espalda de 100 hombres en donde no se indicaba el nivel de actividad física, encontró correlación estadísticamente significativa entre el momento máximo de fuerza y las medidas antropométricas del peso y la talla. Yoon⁽¹¹²⁾, en una investigación de los mismos músculos, también halló una correlación estadísticamente significativa entre el peso y el momento máximo de fuerza, tanto en hombres como en mujeres sedentarios de entre 20 y 35 años. Por último, Delitto⁽¹¹³⁾, en un estudio sobre la correlación del momento máximo de fuerza de extensión y flexión del tronco con el peso, halló correlación estadísticamente significativa en los dos movimientos de los hombres y en el de flexión de las mujeres.

Por otro lado, Özçakar et al.⁽¹¹⁴⁾ estudiaron la fatiga en la valoración isocinética en el movimiento de flexión-extensión del hombro comparando sujetos con Síndrome

de Salida Torácica y sujetos sanos. Los índices de fatiga $[(Wf1-Wf3)/Wf1]*100$ ¹ de los sujetos sanos mostraban valores del 16%, 24% y 27% para las velocidades de 60°/s, 180°/s y 240°/s respectivamente.

1.5.3 Valoración dinamométrica isocinética de la fuerza de la musculatura rotadora del complejo articular del hombro

La valoración dinamométrica isocinética de la fuerza muscular del complejo articular del hombro sigue las mismas pautas que las citadas anteriormente. Concretando, se puede decir que en la literatura sobre la valoración isocinética de los músculos rotadores del hombro se aprecia un predominio de los rotadores internos sobre los rotadores externos. A pesar del hecho de que la función principal de los rotadores externos es un comportamiento excéntrico durante la fase de la desaceleración (en los deportes de lanzamiento en acciones por encima de la cabeza), la medida de la fuerza de una acción concéntrica valorada con un dinamómetro isocinético es un dato valioso para valorar la fuerza de los rotadores externos. Como se ha observado anteriormente en nuestro cuerpo existe un predominio de los rotadores internos pero las diferencias entre ambos grupos musculares no deben ser excesivas. Por lo tanto, es imprescindible hacer un seguimiento del papel de los rotadores externos y los rotadores internos del complejo articular del hombro⁽¹¹⁵⁾.

¹ Wf1: Trabajo de la fase 1. Wf2: Trabajo de la fase 3.

De la misma manera que en las extremidades inferiores, se muestra un predominio entre los valores de fuerza del miembro dominante y del no dominante^(6,9,65,80,93,107). En cuanto a la dominancia lateral, los mayores valores solo son significativos en los diestros⁽¹¹⁶⁾.

Investigando la importancia de un buen equilibrio muscular para la prevención de lesiones numerosos estudios han realizado valoraciones isocinéticas del hombro en el movimiento de rotación externa-interna. Los valores medios del ratio agonista antagonista de los músculos rotadores del hombro en sujetos sedentarios o en sujetos que practican actividad física sin que las extremidades superiores sean las extremidades principales para la ejecución están entre el 65% y el 70% para la extremidad dominante y el 70% y el 75% para la no dominante^(7,16,80,95,117).

El desequilibrio muscular que pueda existir entre los rotadores internos y los rotadores externos del complejo articular del hombro podría ser una de las causas de los daños que se pueden producir en el manguito de los rotadores^(90, 107, 118-120). También, el citado desequilibrio podría producir luxaciones en la articulación que representan el 45% de todas las luxaciones^(10,121).

Parece ser que en los deportes de lanzamiento o golpeo con acciones que se llevan a cabo colocando el brazo por encima de la cabeza se pueden llegar a producir los comentados desequilibrios. La repetición de este tipo de acciones aumentan las diferencias entre los valores de fuerza de los rotadores del hombro. Los valores bajos de los momentos máximos de la fuerza de los rotadores externos (comparados con los rotadores internos) de los deportistas que realizan lanzamientos, conllevan mayores

probabilidades de sufrir una lesión, y los valores medios de los momentos máximos de fuerza de los rotadores internos (comparados con los rotadores externos) conllevan menores probabilidades de sufrir una lesión. En consecuencia, a mayor cociente en la relación rotadores externos-rotadores internos, menor probabilidad de sufrir una lesión⁽¹¹⁵⁾.

La electromiografía ha mostrado que la desaceleración es la fase más vigorosa de los músculos de los rotadores externos y tales fuerzas aumentan el estrés significativo en los tejidos blandos que rodean al hombro. En la acción excéntrica del brazo durante la desaceleración, el primer papel de los rotadores externos es disipar la energía cinética creada por la acción concéntrica de los rotadores internos, en el momento final de la fase de aceleración en el lanzamiento. Sin el simultáneo incremento de la fuerza de los rotadores externos, el incremento en los rotadores internos crea un desequilibrio en el manguito de los rotadores de los lanzadores^(90,115,118).

Aunque la mayoría de los estudios analizados sustentan lo comentado anteriormente, sin embargo, algunas investigaciones recientes ofrecen datos diferentes a los aportados y resaltan que no existe relación entre las lesiones en el manguito de los rotadores y la inestabilidad articular⁽¹²²⁾.

Los equilibrios o desequilibrios se pueden producir en una o en las dos extremidades superiores. En ciertos deportes existe un equilibrio en una de las extremidades y un desequilibrio importante en la otra. Las diferencias se observan en el ratio agonista antagonista de los músculos rotadores del hombro a favor de los segmentos no dominantes, con diferencias estadísticamente significativas en deportistas

que practican deportes asimétricos de lanzamiento o remate utilizando las extremidades superiores⁽⁶⁻⁸⁾. En este tipo de deportes los resultados en el citado ratio muestran porcentajes de entre el 50% y el 55% para el brazo dominante y de entre el 70% y el 75% para el brazo no dominante^(7,16,88,89,92,123). En la comparación entre hombres y mujeres que practican deportes de lanzamiento los mayores valores de los ratios se encuentran en las mujeres^(65,71,93).

Al igual que el resto de articulaciones comentadas anteriormente en el complejo articular del hombro también se han realizado valoraciones isocinéticas sobre la relación de la fuerza con las variables antropométricas. En este sentido, en un estudio en el que se empleaba un dinamómetro isocinético para valorar la musculatura de los rotadores del complejo articular del hombro no se hallaron correlaciones significativas en cuanto al peso y al porcentaje de masa grasa del sujeto⁽¹⁵⁾.

Otros aspectos relacionados con la fuerza de los músculos rotadores (fatiga, ángulo del momento máximo y potencia) se han valorado en el complejo articular del hombro. En cuanto a la fatiga muscular, en un estudio sobre la rotación externa e interna, Mullaney y McHugh⁽¹²⁴⁾ encontraron mayor porcentaje de fatiga en los rotadores externos. En relación a la dominancia lateral y al índice de fatiga, Connelly⁽⁹¹⁾ encontró diferencia estadísticamente significativa en la fatiga muscular entre el hombro dominante y el no dominante. La musculatura del hombro dominante obtenía menores porcentajes en cuanto al índice de fatiga.

En relación al ángulo del momento máximo, una valoración muscular isocinética de la rotación del hombro a velocidad de 180°/s en 20 hombres y 20 mujeres mostró que

los ángulos del momento máximo no eran consistentes. Connelly⁽⁹¹⁾ argumentó este resultado por las diferentes actividades que realizaban de forma habitual los sujetos del estudio. En otro estudio se encontraron variaciones en cuanto al ángulo en el que se conseguía el momento máximo de fuerza. Los hombres alcanzan antes que las mujeres el momento máximo⁽¹²⁵⁾. Sin embargo, Mayer et al.⁽¹⁰⁷⁾ comentan que los valores del ángulo en los que se alcanza el momento máximo son muy similares entre hombres y mujeres, siendo la media del ángulo del momento máximo en el estudio de Mayer de 29° en la rotación externa y de 69° en la rotación interna en los hombres, y de 32° en la rotación externa y de 74° en rotación interna en las mujeres.

La potencia muscular es otra de las variables estudiadas en la valoración isocinética del movimiento de rotación del hombro. En un estudio comparativo entre sujetos sedentarios, tenistas y atletas en silla de ruedas, Bernard⁽¹²⁶⁾ no encontró diferencias significativas en cuanto a la potencia media en ninguna de las velocidades estudiadas (60°/s y 180°/s). Comparó la rotación externa y la rotación interna en ambas extremidades. Bernard⁽¹²⁶⁾ no pudo encontrar una explicación coherente sobre los resultados obtenidos, sobre todo, porque los parapléjicos desarrollaban una potencia menor en el lado no dominante. El autor se preguntaba que si podría ser algo propio de la propulsión de la silla de ruedas. También, analizando la potencia muscular con dinamometría isocinética, Codine et al.⁽¹⁶⁾, en una investigación sobre la influencia de la disciplina deportiva en el balance del manguito rotador comparó sujetos sedentarios y sujetos que practicaban diferentes deportes (tenis, atletismo y béisbol). En relación a la

potencia media, encontró diferencias entre los cuatro grupos analizados pero estas no fueron significativas.

1.5.4 Valoración dinamométrica isocinética de la fuerza de la musculatura rotadora del complejo articular del hombro del jugador de balonmano

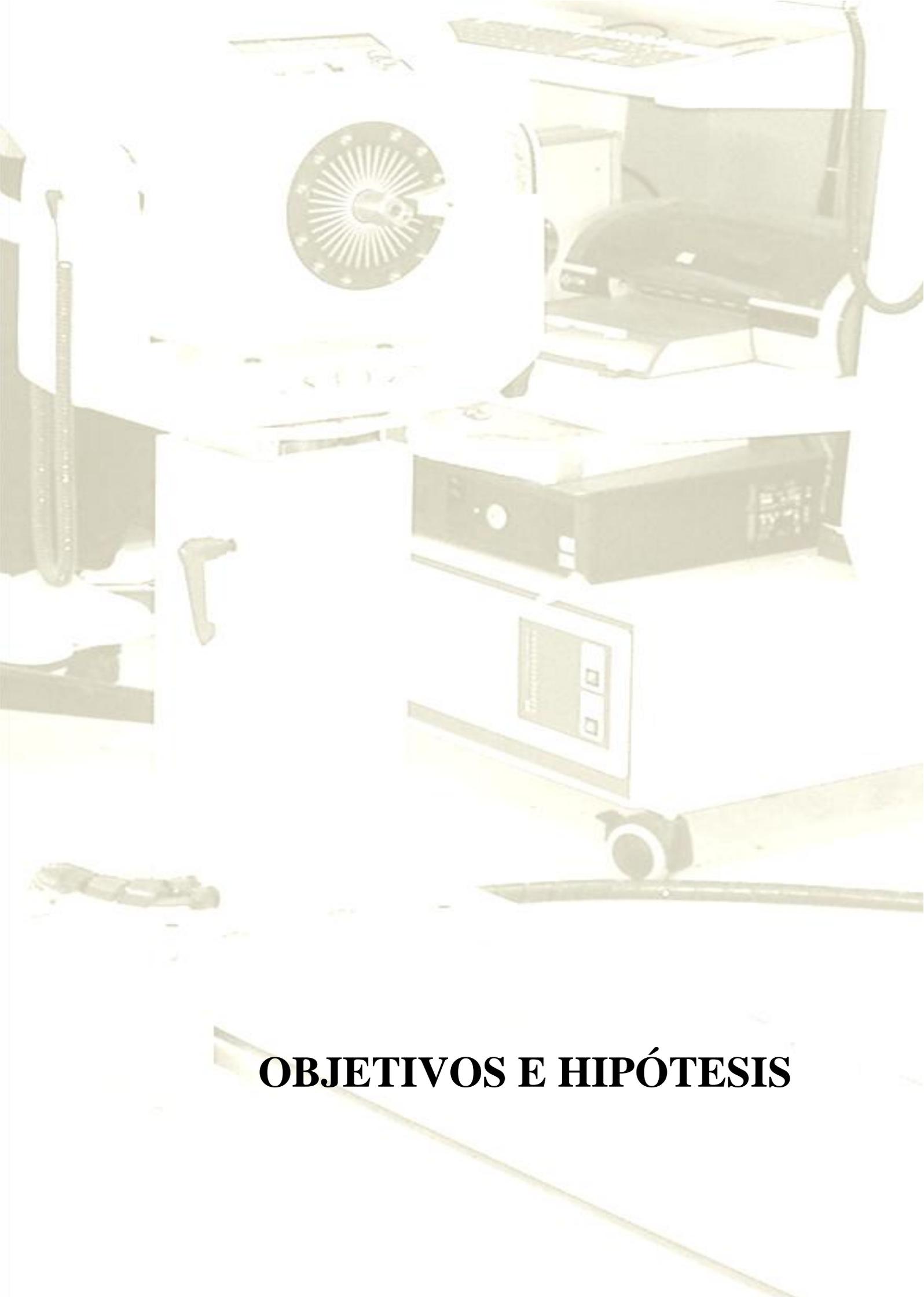
Las variables isocinéticas estudiadas en los jugadores de balonmano son escasas y en pocos casos son las mismas que las estudiadas en el resto de deportes tratados pero en este caso la mayoría de los trabajos inciden en el complejo articular del hombro. Esto es debido a que las lesiones del hombro son comunes como consecuencia de la tremenda energía que se transmite durante el lanzamiento y las investigaciones con dinamometría isocinética tratan de conocer las posibles causas de estas lesiones. En el lanzamiento de balonmano, el 73% de la velocidad tangencial del balón se debe a la rotación interna del hombro y a la extensión del codo⁽¹²⁷⁾. Entre entrenamientos y competiciones durante una temporada un jugador de balonmano puede llegar a realizar 48.000 lanzamientos a una velocidad que puede superar, en algunos casos, los 130 km/hora. Las fuerzas que se producen durante el lanzamiento pueden afectar al complejo articular del hombro especialmente durante la fase de armado del brazo⁽¹²⁸⁾.

En relación a las predominancias laterales y a la fuerza muscular, los rotadores y las dominancias siguen las mismas tendencias que en el resto de deportes de lanzamiento por encima de la cabeza. Los músculos rotadores internos obtienen

mayores valores que los externos y los valores de fuerza de rotación del complejo articular del hombro son mayores en el brazo dominante⁽⁶⁻⁸⁾.

En cuanto al equilibrio muscular entre los rotadores internos y externos del complejo articular del hombro se tiene que comentar que existen muy pocos estudios específicos de balonmano que traten este tema con dinamometría isocinética. Yildiz⁽¹²⁹⁾ fue el primero, en el año 2006, en realizar una investigación en este sentido pero no fue exclusivo de jugadores de balonmano, sino que también analizó deportistas de voleibol y de tenis. Los ratios que mostraba Yildiz⁽¹²⁹⁾ relacionaban una acción excéntrica con una acción concéntrica, por tanto, no se pueden tener en cuenta en este trabajo puesto que en el mismo solo se analizan acciones concéntricas. El primero que analizó esta cuestión en jugadores de balonmano de forma exclusiva y con acciones concéntricas fue Andrade⁽¹⁾, en el año 2010. Andrade⁽¹⁾ estudió a 27 jugadoras de la selección brasileña de balonmano. En esta investigación también analizó el ratio de la acción excéntrica de rotación externa y durante el test el brazo se situó con 90° de abducción, 0° de flexión y con 90° de flexión del codo. Los ratios que mostró fueron de 79% para el brazo dominante y de 84% para el brazo no dominante. En la misma línea, el estudio de Zapartidis⁽⁷⁸⁾ nos muestra un estudio de jugadores griegos de élite de balonmano con ratios del 75% y del 78% para el brazo dominante y no dominante respectivamente. Otra investigación de balonmano sobre el ratio agonista antagonista fue la de Andrade⁽⁸⁵⁾, que no encontró diferencias significativas entre jugadores de balonmano valorados y los sujetos del grupo control.

Con respecto a los JBMP no se han encontrado estudios que aporten datos sobre esta población específica.



OBJETIVOS E HIPÓTESIS

2 OBJETIVOS E HIPÓTESIS

2.1 OBJETIVOS

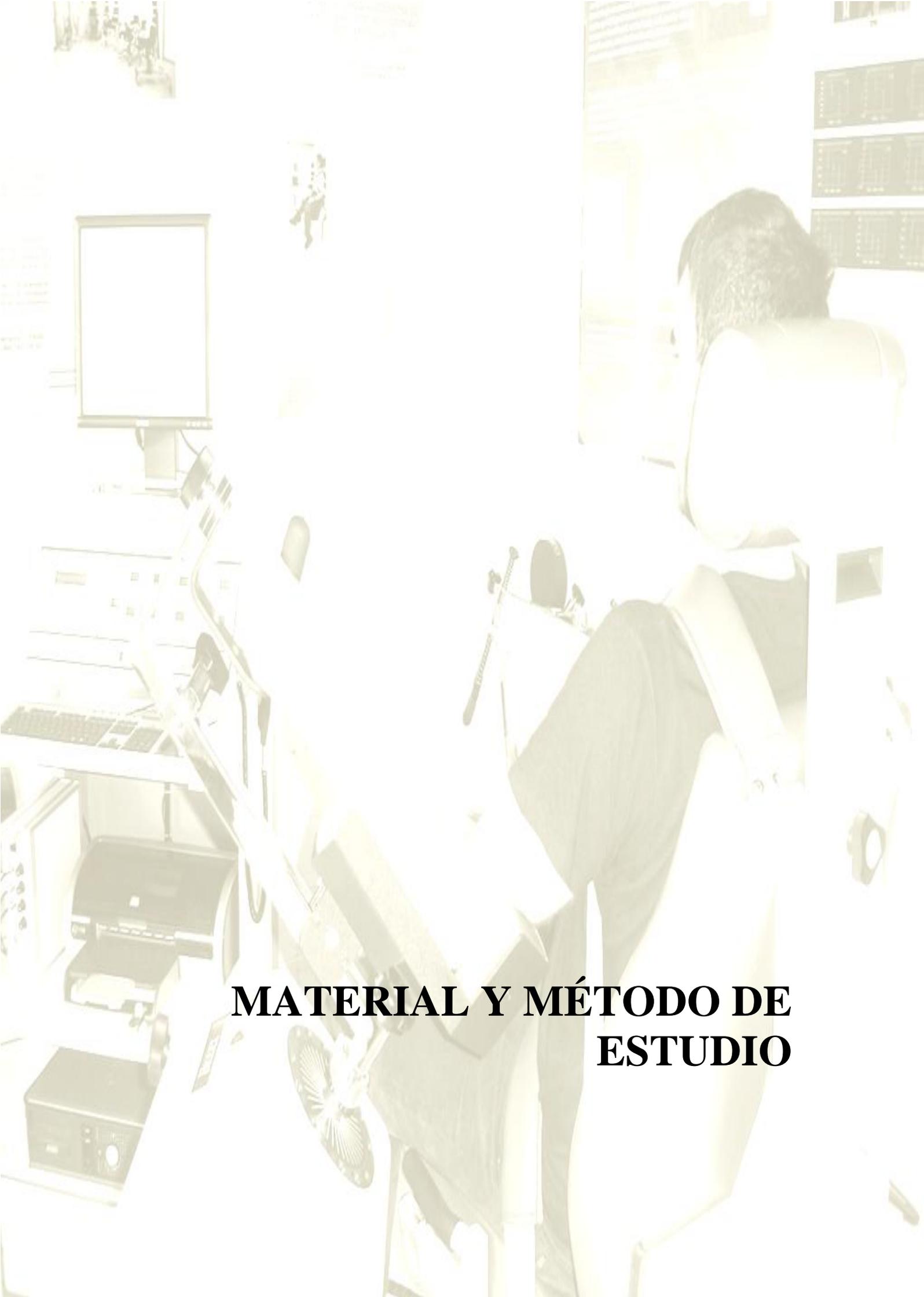
Con este trabajo se pretende ampliar el conocimiento sobre la articulación del hombro de los jugadores de balonmano playa mediante el registro de datos antropométricos e isocinéticos de jugadores de élite de balonmano playa.

Analizar las diferencias en el comportamiento de los músculos rotadores del complejo articular del hombro en jugadores de élite de balonmano playa y en deportistas de disciplinas con ausencia de lanzamiento de balón.

Comprobar si existen correlaciones entre las variables antropométricas estudiadas en jugadores de élite de balonmano playa y en deportistas de disciplinas con ausencia de lanzamiento de balón, con el momento máximo de fuerza generado.

2.2 HIPÓTESIS

1. Los músculos rotadores del complejo articular del hombro de los jugadores de élite de balonmano playa tienen mayor resistencia a la fatiga que los deportistas de disciplinas con ausencia de lanzamiento de balón.
2. Los jugadores de élite de balonmano playa tienen mayores valores de momento máximo de fuerza en su musculatura rotadora del complejo articular del hombro que los deportistas de disciplinas con ausencia de lanzamiento de balón.
3. El momento máximo de fuerza generado por el brazo dominante de los jugadores de balonmano playa es superior al del brazo no dominante, algo que no sucede en la muestra de deportistas de no lanzamiento.
4. Los jugadores de élite de balonmano playa tienen mejores prestaciones de fuerza explosiva en la musculatura rotadora del complejo articular del hombro que los deportistas de disciplinas con ausencia de lanzamiento de balón.
5. Los desequilibrios musculares en el complejo articular del hombro en los jugadores de balonmano playa son mayores que en los jugadores de disciplinas con ausencia de lanzamiento de balón.
6. Los jugadores de élite de balonmano playa muestran menor relación que las mujeres y los hombres deportistas de disciplinas con ausencia de lanzamiento de balón entre los momentos máximos de fuerza generados por la musculatura rotadora del complejo articular del hombro y las medidas antropométricas.



MATERIAL Y MÉTODO DE ESTUDIO

3 MATERIAL Y MÉTODO DE ESTUDIO

3.1 CARACTERÍSTICAS DE LA MUESTRA

La muestra poblacional está compuesta por 125 sujetos (96 hombres y 29 mujeres). A su vez, la población que compone el grupo de hombres está formada por dos tipos de muestras, lo que permite diferenciar tres grupos de estudio en este trabajo.

Un grupo lo formaban 29 Mujeres integradas en disciplinas Deportivas en las que No se realizan acciones de Lanzamientos (MDNL), estudiantes de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte que cumplían con los criterios de inclusión del estudio. Las características de edad, talla y peso se muestran en la Tabla 8, siendo preciso indicar que 8 eran zurdas y 21 diestras.

Otro grupo estuvo compuesto por 70 Hombres integrados en disciplinas Deportivas en las que No se realizan acciones de Lanzamientos (HDNL), estudiantes de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte que cumplían con los criterios de inclusión del estudio. Las características de edad, talla y peso se muestran en la Tabla 8, siendo preciso indicar que 5 eran zurdos y 65 diestros.

El tercer grupo está formado por 26 Jugadores de Balonmano Playa (JBMP) que han competido en el circuito europeo. La muestra la componen 6 jugadores zurdos y 20 diestros. Las características de edad, talla y peso se muestran en la Tabla 8. Todos ellos cumplían con los criterios de inclusión del estudio para este grupo específico. Durante la temporada invernal, estos jugadores participan en la liga de Primera División Estatal,

comenzando los entrenamientos a principios de agosto y terminando la liga a mediados de mayo, momento en el que se incorporan al circuito de balonmano playa que termina a finales del mes de julio. Entrenaban cinco días a la semana en sesiones de 120 minutos.

Tabla 8. Datos descriptivos de la muestra de estudio

	Edad (años)				Talla (cm)				Peso (kg)			
	Media	Desviación Típica	Min	Max	Media	Desviación típica	Min	Max	Media	Desviación Típica	Min	Max
MDNL	22,6	±3,2	20	30	164,2	±5,3	153	176	58,2	±8,1	44	82
HDNL	23,3	±3,3	19	35	176,3	±6,1	160	190	74,3	±10,4	55	111
JBMP	24,7	±3,4	19	31	181,3	±6,8	167	194	83,3	±12,0	65	120
Total	23,4	±3,3	19	35	174,6	±8,5	151	194	72,4	±13,3	44	120

MDNL: Mujeres deportistas de deportes de no lanzamiento; HDNL: Hombres deportistas de deportes de no lanzamiento; JBMP: Jugadores de balonmano playa. Min: Mínimo. Max: Máximo

El reclutamiento de la muestra del grupo de sujetos que practican deportes de no lanzamientos (mujeres y hombres) fue realizado de forma aleatoria entre la población de estudiantes de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte de la Universidad de Alcalá. Todos los sujetos de esta muestra debían cumplir los siguientes criterios de inclusión: ser mayores de edad y menores de 30 años, practicar deporte y/o actividad física regularmente entre dos y tres días a la semana con sesiones de entrenamiento no superiores a los 90 minutos por sesión, no practicar deportes asimétricos de lanzamiento o golpeo (si nos centramos en las extremidades superiores). Ninguno de los sujetos realizaba deporte profesional y/o de alto rendimiento.

El grupo de sujetos formado por jugadores de balonmano playa se corresponde con una muestra de tipo causal o incidental⁽¹³⁰⁾, pues se trata del único grupo

poblacional de estas características al que se tenía acceso. Como criterios de inclusión para formar parte de la muestra, los sujetos debían cumplir con las siguientes características: participar en el circuito europeo de balonmano playa, ser mayores de edad (entre 18 y 30 años), descartando a los jugadores con una experiencia inferior a 9 años de entrenamiento continuado y un mínimo de 6 años participando en ligas federadas.

De forma general se descartaron aquellos sujetos que habían sido intervenidos quirúrgicamente o padecían algún tipo de dolencia del hombro que les impidiese la práctica de actividad física. En este sentido, se excluyeron a los sujetos que no pudieron terminar todas las series del test⁽⁹¹⁾. De la misma manera, también se descartaron a los sujetos cuyos valores en las pruebas isocinéticas superaban el 10% en el coeficiente de variación.

Es preciso señalar que todos los sujetos que formaron parte del estudio firmaron el consentimiento informado (Anexo I).

3.2 DISEÑO Y PROTOCOLO DE EVALUACIÓN

3.2.1 Diseño del estudio

El presente trabajo se ha llevado a cabo mediante un diseño *cuasi experimental de ex post facto* también llamado de *comparación causal*⁽¹³¹⁾.

La captación de los deportistas de deportes de no lanzamiento se realizó mediante una reunión entre los estudiantes de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte de la Universidad de Alcalá, en la que se informó sobre las características del estudio y se solicitaba a los deportistas su colaboración.

Una vez que se presentaban los deportistas voluntarios, se discriminaban a los mismos mediante los criterios de inclusión y de exclusión (comentados en el apartado de características de la muestra) y se citaba a los reclutados para realizar la valoración.

Para solicitar la autorización y formalizar los pormenores para realizar la valoración al equipo de balonmano playa, en primer lugar se organizó una reunión con el vicepresidente y el cuerpo técnico del Club Balonmano Playa Alcalá, previa a las valoraciones, en la que se les informó de las características de las mediciones y de los posibles inconvenientes que podrían causar. De la misma manera, se les entregó el documento de consentimiento (siguiendo declaración de Helsinki⁽¹³²⁾²) (Anexo I) para que pudiesen observar los contenidos del mismo.

² Siguiendo las indicaciones de la declaración de Helsinki⁽¹³²⁾ sobre investigaciones en seres humanos, se solicitó para este estudio un informe favorable sobre el proyecto de investigación y el procedimiento evaluado al Comité de Ética de la Universidad de Alcalá obteniendo el resultado de "FAVORABLE" (Anexo II).

En segundo lugar, se explicó a los JBMP, antes del comienzo de uno de los entrenamientos, en qué iban a consistir las valoraciones y se les leyó el documento de consentimiento que deberían firmar antes del comienzo de las mismas. Todo esto se llevó a cabo delante del cuerpo técnico del equipo.

Las valoraciones de los JBMP se realizaron entre el 14 y el 18 de febrero del 2011.

En primer lugar, se informaba al sujeto de las pruebas que se le iban a realizar y se le solicitaba que firmase el documento de consentimiento (Anexo I). Posteriormente, se recogían los datos personales del sujeto y se realizaba la toma de datos de las variables antropométricas e isocinéticas.

3.2.2 Método antropométrico

Toda la evaluación antropométrica se realizó siguiendo las indicaciones de Blanchard⁽²⁴⁾:

- 1º. Medición del peso.
- 2º. Medición de la talla.
- 3º. Medición de la envergadura.
- 4º. Medición de la longitud de la extremidad superior.
- 5º. Toma de datos de los pliegues cutáneos: Bicipital, tricpital, subescapular y suprailiaco.

3.2.3 Método isocinético

- 1°. Recogida de los datos personales del sujeto (Anexo III).
- 2°. Preparación cardio-muscular del sujeto realizando 5 minutos de bicicleta estática y 2 minutos de movilidad articular de las extremidades superiores.
- 3°. Calibración del dinamómetro.
- 4°. Selección en el panel de control de la modalidad de ejercicio isocinético con el modo de contracción concéntrica-concéntrica, en los movimientos de rotación interna/externa del hombro bilateral en posición neutra, seleccionándose 5 repeticiones (rotación interna/externa) para la velocidad de 60°/s y 15 repeticiones para la velocidad de 180°/s.
- 5°. Orientación e inclinación del dinamómetro para la evaluación de la rotación del hombro derecho en posición neutral siguiendo las indicaciones del manual de instrucciones de Biodex Medical System.
- 6°. Colocación del accesorio para la medición de la rotación del hombro derecho.
- 7°. Delimitación del rango de movimiento.
- 8°. Situación del sujeto. Sentado y estabilizado con correas a nivel pélvico y pectoral.
- 9°. Alineación del eje longitudinal de la cabeza del húmero con el eje de rotación del dinamómetro, con una flexión del brazo de 30°, con una abducción de entre 35° y 45°, y con una flexión de codo de 90°.

- 10°. Explicación del protocolo de actuación de la prueba isocinética al sujeto. La prueba consistía en una serie 5 repeticiones a velocidad lenta y una serie de 15 repeticiones a velocidad alta.
- 11°. Familiarización con las pruebas isocinéticas a la velocidad de 60°/s con diversas repeticiones submáximas y casi máximas.
- 12°. Corrección del efecto de la gravedad determinada por el software del ordenador.
- 13°. Comienzo de la serie de 5 repeticiones a 60°/s.
- 14°. Descanso de 30 segundos en posición neutra.
- 15°. Familiarización del sujeto con la velocidad de 180°/s.
- 16°. Comienzo de la serie de 15 repeticiones a 180°/s.
- 17°. Si el coeficiente de variación era superior al 10%, se repetía la serie (5 minutos de descanso).
- 18°. Repetición del protocolo desde el punto 7° con la extremidad superior izquierda.

3.3 VARIABLES

3.3.1 Las variables antropométricas

Se estudiaron las siguientes variables antropométricas⁽¹³³⁾:

- **Peso:** Definido con la masa total de los compartimentos corporales.
- **Talla:** Definida como la distancia existente entre el vertex y las plantas de los pies del sujeto en extensión máxima, con los pies y los talones juntos, y con la cara posterior de los glúteos y la parte superior de la espalda apoyada en el tallímetro.
- **Envergadura:** Definida como la distancia existente entre los terceros dedos de ambas manos, cuando las extremidades superiores están en máxima extensión y colocadas a la altura de los hombros.
- **Longitud del brazo:** Definida como la distancia existente entre el acromion derecho y el tercer dedo de la mano derecha con el brazo en extensión máxima.
- **IMC:** Relación existente entre el peso del sujeto y su talla al cuadrado. De este índice se deriva una interpretación de la masa corporal del sujeto a estudio.
- **Porcentaje de masa grasa:** Relación existente entre la masa grasa y la masa magra. Para ello, en este estudio se realizó la medición de los siguientes pliegues cutáneos:
 - **Bicipital:** Pliegue vertical de la parte media frontal del brazo.
 - **Tricipital:** Pliegue vertical de la parte media posterior del brazo.

- Subescapular: Pliegue oblicuo del ángulo interno por debajo de la escápula.
- Suprailiaco: Pliegue oblicuo inmediatamente por encima de la cresta iliaca.

Para hallar el porcentaje de masa grasa se utilizaron las ecuaciones de Durnin y Womersley⁽¹³⁴⁾. En primer lugar, se hallaron las densidades corporales con la siguiente ecuación:

Ecuación 1. Cálculo de la Densidad Corporal

$$DC = C - m * \text{Log}_{10} \sum 4P$$

DC: Densidad Corporal. C y m: Constantes de los sujetos dependiendo de su edad y sexo
 $\sum 4P$: Sumatorio de los pliegues bicipital, tricípital, subescapular y suprailiaco

Posteriormente, se calculó el porcentaje de masa grasa con la ecuación de Siri⁽¹³⁵⁾:

Ecuación 2. Cálculo del porcentaje de masa grasa corporal

$$\% \text{ Masa Grasa} = (495/DC) - 450$$

DC: Densidad Corporal

3.3.2 Las variables isocinéticas

Todas las variables isocinéticas que se describen a continuación (ordenadas alfabéticamente) se registraron a dos velocidades, 60°/s y 180°/s, registrando los datos del brazo dominante y no dominante izquierdo^(57,125,136):

- Ángulo momento máximo: Está determinado por la posición anatómica de la articulación en el MM de fuerza, tomando como origen el ángulo 0° en la

extensión completa (expresado en grados). La posición articular en el momento de máxima sollicitación mecánica es un buen indicador de la función de la misma, valores fuera de los estándares podrían indicar que la articulación en su máximo esfuerzo podría ser susceptible de lesionarse. Se expresa en grados.

También, se pueden obtener índices particulares que nos proporcionarán de manera indirecta la capacidad del sujeto para generar la fuerza explosiva (valores de fuerza en un rango angular determinado y un tiempo determinado).

En todos los casos, el análisis pormenorizado de esta variable siempre se deberá analizar relacionándolo con las curvas obtenidas durante el esfuerzo puesto que los valores solo representan un punto remarcable en una curva.

Por otro lado, se debe tener en cuenta la reproducción de las curvas, tanto de manera visual o través del coeficiente de variación estadístico que nos suele dar el propio software del sistema. El citado coeficiente representa una variable importante a la hora de estudiar la eficacia de la prueba y la colaboración del paciente.

- AMMRED60/180
- AMMREND60/180
- AMMRID60/180
- AMMRIND60/180
- Índice de fatiga: Valor que determina la resistencia a la fatiga de un musculo o grupo muscular para producir una fuerza durante una serie de repeticiones con un ejercicio muscular isocinético.

Se halla mediante la siguiente ecuación: $\left(\frac{\text{Trabajo primer tercio serie} - \text{Trabajo último tercio serie}}{\text{Trabajo primer tercio serie}} \times 100\right)$. Se expresa en tanto por ciento.

- FRED60/180
 - FREND60/180
 - FRID60/180
 - FRIND60/180
- Momento máximo de fuerza: Alcanzado en el punto culminante de la curva. Expresa el valor máximo del momento de fuerza logrado por el sujeto en la rotación interna y externa, teniendo en cuenta el par más alto extraído de una serie de repeticiones. Se expresa en N/m.

El MM de fuerza es una de las variables más estudiadas con dinamometría isocinética, considerándola el punto de referencia estándar de todas las medias isocinéticas. Se debe tener en cuenta que la metodología realizada, los protocolos y los diferentes aparatos pueden variar los resultados.

- MMRED60/180
 - MMREND60/180
 - MMRID60/180
 - MMRIND60/180
- Momento después de 0,18: Expresa el valor del momento de fuerza logrado por el sujeto en la rotación interna y externa a los 0,18 segundos, teniendo en cuenta el par más alto extraído de una serie de repeticiones. Se expresa en N/m.

- M18RED60/180
- M18REND60/180
- M18RID60/180
- M18RIND60/180
- Número repetición trabajo máximo: Indica la repetición en la que se ha producido el valor de trabajo más alto de la serie. Se expresa en números enteros.
 - NRTMRED60/180
 - NRTMREND60/180
 - NRTMRID60/180
 - NRTMRIND60/180
- Potencia media: Relación del trabajo total y el tiempo empleado en realizar la prueba. Parece ser el índice isocinético más fiable y testimonia la capacidad del sujeto para producir un esfuerzo sobre la amplitud total de una articulación. Valores altos de potencia nos van a indicar que el sujeto realiza una mayor cantidad de trabajo en menos tiempo. Se expresa en vatios.
 - PMRED60/180
 - PMREND60/180
 - PMRID60/180
 - PMRIND60/180
- Promedio momento máximo: Expresa el promedio de los valores máximos de los momentos de fuerza logrados por el sujeto en la rotación interna y externa,

teniendo en cuenta los pares más altos extraídos de una serie de repeticiones. Se expresa en N/m.

- MMPRED60/180
 - MMPREND60/180
 - MMPRID60/180
 - MMPRIND60/180
- Ratio agonista-antagonista: Es el cociente expresado en tanto por ciento de los momentos máximos de fuerza de la rotación externa y de la rotación interna, tomando como agonista el par más débil.

Es una variable de gran interés que la obtendremos a partir del momento máximo de un par de fuerzas y tiene un gran significado funcional que nos proporciona una visión sobre el equilibrio de unos grupos musculares antagonistas, utilizando dos valores que no tienen nada que ver en el sitio de la amplitud articular en el que se obtiene. Los valores que se obtienen son relativamente invariables para una velocidad del ejercicio dado. Cualquier desviación dada de estos valores nos hará suponer que hay un desequilibrio muscular subyacente, como consecuencia de roturas musculares recidivantes, por una reeducación mal hecha, por el entrenamiento inadaptado o por cualquier patología articular. Por lo tanto, este ratio tiene una gran importancia en la prevención de lesiones articulares.

- RAAAtD60/180
- RAAAtND60/180

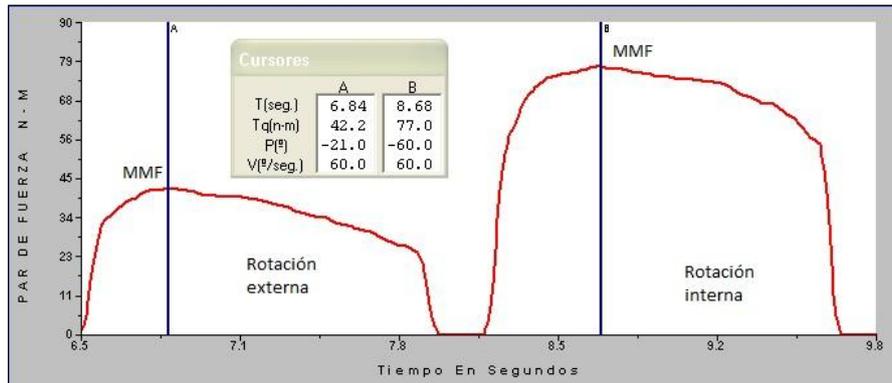


Figura 16. Prueba isocinética de hombro

- Tiempo de aceleración: El tiempo de aceleración es definido como el intervalo de tiempo que existe entre el comienzo de la repetición (en la que se alcanza el momento máximo) hasta el umbral de la velocidad (42°/s en la serie de 60°/s). El umbral de la velocidad es el 70% de la velocidad máxima de la serie.
 - TARED60/180
 - TAREND60/180
 - TARID60/180
 - TARIND60/180

- Tiempo momento máximo: Es definido como el periodo de tiempo que existe entre el comienzo de la repetición en la que se produce el MM y el MM de esa repetición.
 - TMMRED60/180
 - TMMREND60/180
 - TMMRID60/180
 - TMMRIND60/180

3.4 INSTRUMENTACIÓN

3.4.1 Material de medición de las variables antropométricas

A continuación se detalla el material homologado que se utilizó para realizar las mediciones antropométricas:

- Tallímetro telescópico Seca 220 (Hamburgo, Alemania).
- Goniómetro Bio-Person (Santiago, Chile) para intersecciones medias (Figura 17).
- Cinta métrica Harpenden Anthropometric Tape (Holtain LTD, Pembrokeshire, Reino Unido), flexible, no elástica (Figura 17).
- Medidor de panículo adiposo Holtain (Pembrokeshire, Reino Unido) AW610 (Figura 17).



a) Tallímetro



b) Goniómetro



c) Cinta métrica



d) Plicómetro

Figura 17. Instrumentos de medidas antropométricas

3.4.2 Material de medición de las variables isocinéticas

Para la realización de este estudio hemos empleado un dinamómetro Biodex System 3 (Biodex Medical Systems, Nueva York, USA). Dicho dinamómetro consta de los siguientes elementos (Figura 18):

- Dinamómetro electromagnético.
- Accesorios rígidos para adaptar los distintos elementos anatómicos.
- Sillones regulables en diferentes posiciones y angulaciones con el fin de situar al sujeto en una correcta posición para realizar el esfuerzo muscular de forma óptima.
- Sistema de correas y almohadillas para fijar tanto al sujeto como la extremidad a estudiar, evitando compensaciones sinérgicas de determinados grupos musculares.
- Panel de control que permite seleccionar la modalidad de ejercicio a efectuar (isocinético, isométrico, excéntrico y pasivo) y la velocidad.
- Sistema de gestión informática (monitor, teclado, CPU e impresora) que permite la definición gráfica y métrica de los diferentes valores de análisis.



a) Dinamómetro electromagnético



b) Accesorios rígidos



c) Sillones regulables



d) Sistema de gestión informática

Figura 18. Dinamómetro Biodex System 3

3.5 MÉTODO ESTADÍSTICO

En primer lugar, se ha realizado un análisis descriptivo de las variables estudiadas, comprobándose mediante la prueba de Kolmogorov Smirnov la normalidad de las mismas. En este análisis se observó que algunas de las variables estudiadas no siguen la normalidad (Anexo IV).

En segundo lugar, se ha realizado el análisis inferencial. Inicialmente se ha comprobado la existencia de diferencias de forma global entre los tres grupos de estudio. Al considerarse muestras independientes, se realizó una ANOVA para variables que siguen la normalidad y la prueba Kruskal-Wallis en las variables no normales.

En tercer lugar, tras la prueba de contraste global entre los tres grupos, en los casos que mostraron diferencias significativas se realizaron las pruebas post hoc entre cada grupo (MDNL-HDNM), (MDNL-JBMP) y (HDNL-JBMP). En el caso de variables normales y varianzas iguales, se utilizó la prueba de Scheffe y en los casos de varianzas distintas la prueba de Tamhanes T2, ambas indicadas para grupos que tienen distinto tamaño. En el caso de variables no normales, se utilizó la prueba U de Mann Whitney.

En cuarto lugar, se ha realizado el análisis de las variables relacionadas; el test a 60°/seg frente al de 180°/seg, los resultados del Brazo Dominante frente al Brazo No Dominante, y los resultados de la Rotación Interna frente a los de la Rotación Externa. En los casos de normalidad de los datos se utilizó la prueba post-hoc para variables

relacionadas T de Student, y en los casos de no normales se utilizó la prueba de Wilcoxon.

Finalmente, se desarrollaron varios modelos generales lineales (uno por cada grupo muscular y velocidades angulares) para ajustar las regresiones lineales o logísticas binarias de cada variable de resultado a las variables antropométricas recogidas.

3.6 LIMITACIONES DEL ESTUDIO

El reducido número de sujetos que conforman los distintos grupos de estudio, el hecho de que los JBMP no hayan sido elegidos al azar y de que los estudiantes universitarios solo pertenezcan a la Facultad de Medicina y Ciencias de la Salud de la Universidad de Alcalá imposibilita la generalización de los resultados más allá de la propia muestra, por lo que no puede considerarse representativa de la población a la que pertenece, es decir, deportistas de disciplinas sin lanzamientos y jugadores de balonmano playa.

	AC	AD	AE	F	AG	A-	A
1	MMRED60	MMREND60	MMR D60	MMR \D60	MMRED180	MMREND180	MMR D180
2	20,1	16,0	23,1	21,0	14,2	11,3	18,3
3	45,2	42,0	65,7	56,7	30,1	33,0	38,6
4	25,7	23,4	39,7	39,1	20,2	15,1	33,7
5	35,5	36,1	49,2	50,8	30,9	30,0	42,1
6	30,0	28,0	39,2	36,2	25,5	21,9	31,2
7	27,7	26,7	36,5	36,4	24,0	21,7	29,6
8	36,6	28,5	49,4	44,8	29,8	23,0	41,5
9	30,1	24,6	48,3	39,5	28,9	22,3	40,5
10	23,3	24,6	39,1	35,8	21,6	20,6	37,3
11	25,9	22,4	42,3	26,6	21,9	16,2	30,5
12	32,9	28,1	41,7	45,8	29,0	24,3	37,3
13	25,5	24,6	37,7	39,7	22,8	20,6	43,2
14	12,2	11,3	18,1	16,9	8,1	7,3	17,2
15	21,0	26,0	40,3	36,2	23,4	21,5	37,1
16	29,4	33,5	42,6	57,6	27,5	31,2	41,9
17	26,4	22,8	36,8	38,4	20,4	16,2	30,1
18	21,2	18,6	28,5	29,3	16,7	12,9	26,2
19	23,1	14,7	25,2	23,5	20,4	11,9	25,2
20	42,5	39,7	74,1	72,7	37,6	31,1	65,4
21	36,2	30,3	46,8	50,5	31,8	30,2	46,7
22	19,8	13,3	22,2	25,1	13,3	10,7	19,8
23	30,9	26,0	37,2	39,8	27,6	24,1	37,7
24	36,2	30,3	64,8	49,4	29,2	21,3	60,9
25	30,5	28,0	37,0	37,7	23,7	21,5	29,3
26	38,1	29,8	63,4	58,3	32,0	28,9	52,4
27	20,6	14,9	25,3	24,7	18,7	10,5	22,0
28	34,5	27,3	45,8	38,2	27,6	23,1	42,8
29	28,0	20,8	32,4	34,2	19,5	14,5	28,3
30	34,7	26,3	41,8	34,6	30,5	23,6	40,4
31	19,5	18,8	26,6	19,5	13,4	14,5	22,8
32	32,4	28,6	33,5	38,7	26,0	23,2	31,8
33	22,6	18,3	26,8	22,9	17,5	13,7	23,3
34	37,1	33,2	58,9	50,8	29,3	28,5	52,2
35	36,6	27,8	48,7	48,1	33,0	26,3	45,6
36	35,4	32,6	52,1	47,8	35,4	30,3	45,5
37	38,5	33,1	69,5	58,8	32,7	26,1	58,3
38	30,9	26,9	48,2	38,4	31,1	23,8	38,9
39	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
40	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
41	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
42	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
43	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
44	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
45	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
46	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
47	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
48	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
49	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
50	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
51	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
52	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
53	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
54	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
55	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
56	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
57	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
58	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
59	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
60	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
61	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
62	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
63	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
64	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
65	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
66	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
67	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
68	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
69	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
70	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
71	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
72	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
73	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
74	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
75	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
76	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
77	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
78	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
79	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
80	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
81	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
82	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
83	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
84	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
85	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
86	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
87	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
88	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
89	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
90	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
91	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
92	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
93	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
94	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
95	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
96	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
97	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
98	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
99	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
100	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
101	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
102	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
103	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
104	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
105	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
106	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
107	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
108	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
109	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
110	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
111	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
112	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
113	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
114	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
115	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
116	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
117	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
118	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
119	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
120	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
121	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
122	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
123	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
124	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
125	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
126	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
127	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
128	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
129	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
130	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
131	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
132	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
133	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
134	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
135	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
136	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
137	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
138	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
139	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
140	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
141	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
142	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
143	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6
144	27,5	24,6	36,6	36,4	25,5	21,7	29,6

4 RESULTADOS

4.1 RESULTADOS DE LAS VARIABLES ANTROPOMÉTRICAS

La Tabla 9 nos muestra los datos estadísticos más relevantes de las variables antropométricas de la muestra en función de los distintos grupos de estudio. La prueba de contraste global entre los tres grupos muestra la existencia de diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$) en todas las variables estudiadas.

Tabla 9. Resultados descriptivos y contraste global entre los tres grupos de la muestra de las variables antropométricas

Variable	MDNL		HDNL		JBMP		p
	Media	Desviación típica	Media	Desviación típica	Media	Desviación típica	
Edad (años)	22,6	±3,2	23,3	±3,3	24,7	±3,4	0,017 ^K
Talla (cm)	164,2	±5,3	176,3	±6,1	181,3	±6,8	0,001 ^A
Peso (kg)	58,2	±8,1	74,3	±10,4	83,3	±12,0	0,001 ^A
Envergadura (cm)	163,8	±7,7	179,0	±7,3	182,8	±7,0	0,001 ^A
Longitud del Brazo (cm)	70,5	±5,5	77,3	±4,5	80,3	±6,6	0,001 ^A
IMC (kg/m ²)	21,5	±3,0	23,8	±3,1	25,3	±3,5	0,001 ^A
Materia Grasa (%)	20,1	±6,6	13,9	±3,0	14,6	±5,6	0,001 ^K

MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. IMC: índice de masa corporal. ^K Prueba Kruskal-Wallis. ^A Prueba ANOVA

Se ha realizado la prueba post hoc de las variables que mostraron significación en la prueba de contraste global, con el fin de identificar entre qué tipo de muestras existen diferencias significativas (Tabla 10). Las MDNL muestran diferencias ($p < 0,01$)

tanto con los HDNL como con JBMP en todas las variables excepto en la edad. Por otro lado, los HDNL muestran valores inferiores significativos ($p < 0,05$) con los JBMP en la talla, el peso y la longitud del brazo.

Tabla 10. Diferencias de las medias y nivel de significación de la prueba post-hoc para muestras independientes de las variables antropométricas

	MDNL-HDNL		MDNL-JBMP		HDNL-JBMP	
	Media de la diferencia	p	Media de la diferencia	p	Media de la diferencia	p
Edad (años)	-0,79	0,118 ^U	-2,10	0,004 ^U	-1,31	0,068 ^U
Talla (cm)	-12,12	<0,001 ^S	-17,06	<0,001 ^S	-4,94	0,002 ^S
Peso (kg)	-16,07	<0,001 ^S	-25,11	<0,001 ^S	-9,04	0,001 ^S
Envergadura (cm)	-15,19	<0,001 ^S	-19,05	<0,001 ^S	-3,86	0,076 ^S
Longitud del Brazo (cm)	-6,81	<0,001 ^S	-9,85	<0,001 ^S	-3,04	0,044 ^S
IMC (kg/m ²)	-2,34	0,005 ^S	-3,83	<0,001 ^S	-1,49	0,125 ^S
Materia Grasa (%)	6,18	<0,001 ^U	5,52	<0,001 ^U	-0,66	0,707 ^U

MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. IMC: índice de masa corporal. ^U Prueba U de Whitney. ^S Prueba de Scheffe

4.2 RESULTADOS DE LAS VARIABLES ISOCINÉTICAS

4.2.1 Análisis de la variable ángulo del momento máximo

4.2.1.1 Contraste entre grupos de la variable ángulo del momento máximo

La Tabla 11 nos muestra los datos estadísticos más relevantes de la variable ángulo del momento máximo de la muestra en función de los distintos grupos de estudio. La prueba de contraste global entre los tres grupos muestra la existencia de diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,01$) en las variables AMMRID180 y AMMRIND180.

Tabla 11. Resultados descriptivos y contraste global entre los tres grupos de la muestra de la variable ángulo del momento máximo

	MDNL		HDNL		JBMP		p
	Media (grados)	Desviación típica	Media (grados)	Desviación típica	Media (grados)	Desviación típica	
AMMRED60	18,93	±16,81	17,10	±14,35	17,36	±15,43	0,916 ^K
AMMREND60	20,31	±21,89	14,72	±9,90	14,64	±7,52	0,920 ^K
AMMRID60	60,86	±21,53	55,59	±15,22	60,04	±15,81	0,059 ^K
AMMRIND60	54,17	±21,01	53,67	±18,31	57,40	±11,50	0,851 ^K
AMMRED180	57,07	±39,28	38,90	±34,17	38,77	±30,27	0,353 ^K
AMMREND180	59,15	±39,33	36,20	±34,14	36,72	±33,07	0,405 ^K
AMMRID180	37,11	±31,72	54,88	±22,13	60,46	±20,74	0,001 ^K
AMMRIND180	29,17	±32,57	56,61	±20,95	59,42	±18,59	0,001 ^K

MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. ^K Prueba Kruskal-Wallis. AMMRED60: ángulo momento máximo rotación externa brazo dominante a 60°/s. AMMREND60: ángulo momento máximo rotación externa brazo no dominante a 60°/s. AMMRID60: ángulo momento máximo rotación interna brazo dominante a 60°/s. AMMRIND60: ángulo momento máximo rotación interna brazo no dominante a 60°/s. AMMRED180: ángulo momento máximo rotación externa brazo dominante a 180°/s. AMMREND180: ángulo momento máximo rotación externa brazo no dominante a 180°/s. AMMRID180: ángulo momento máximo rotación interna brazo dominante a 180°/s. AMMRIND180: ángulo momento máximo rotación interna brazo no dominante a 180°/s.

Se ha realizado la prueba post hoc de las variables que mostraron significación en la prueba de contraste global, con el fin de identificar entre qué tipo de muestras existen diferencias significativas (Tabla 12). Las MDNL muestran diferencias ($p < 0.01$) tanto con los HDNL como con JBMP tanto en AMMRID180 como en AMMRIND180. Por otro lado, los HDNL y los JBMP no muestran valores significativos ni en AMMRID180 ni en AMMRIND180.

Tabla 12. Diferencias de las medias y nivel de significación de la prueba post-hoc para muestras independientes de la variable del ángulo del momento máximo

	MDNL-HDNL		MDNL-JBMP		HDNL-JBMP	
	Media de la diferencia (grados)	P	Media de la diferencia (grados)	P	Media de la diferencia (grados)	P
AMMRID180	-17,78	0,004 ^U	-23,35	0,001 ^U	-5,58	0,079 ^U
AMMRIND180	-27,44	0,000 ^U	-30,25	0,006 ^U	-2,81	0,817 ^U

MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. ^U Prueba U de Whitney. AMMRID180: ángulo momento máximo rotación interna brazo dominante a 180°/s. AMMRIND180: ángulo momento máximo rotación interna brazo no dominante a 180°/s

4.2.1.2 Contraste entre variables del ángulo del momento máximo

La Tabla 13 nos muestra las diferencias existentes entre las variables del ángulo del momento máximo en función de la velocidad angular. En las MDNL existen diferencias estadísticamente significativas en todas las variables. En los HDNL y en los JBMP existen diferencias estadísticamente significativas en las variables relacionadas

con la rotación externa y no existen diferencias estadísticamente significativas en las variables relacionadas con la rotación interna.

Tabla 13. Prueba post-hoc de Wilcoxon para muestras apareadas de la variable ángulo del momento máximo en función de la velocidad del test (60°/s y 180°/s)

Grupo		AMMRED180	AMMREND180	AMMRID180	AMMRIND180
		AMMRED60	AMMREND60	AMMRID60	AMMRIND60
MDNL	Z	-2,957**	-3,065**	-2,945**	-2,893**
HDNL	Z	-4,652***	-4,314***	-0,650	-1,521
JBMP	Z	-3,447***	-2,687**	-0,889	-1,101

** p<0,01; ***p<0,001. MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. AMMRED60: ángulo momento máximo rotación externa brazo dominante a 60°/s. AMMREND60: ángulo momento máximo rotación externa brazo no dominante a 60°/s. AMMRID60: ángulo momento máximo rotación interna brazo dominante a 60°/s. AMMRIND60: ángulo momento máximo rotación interna brazo no dominante a 60°/s. AMMRED180: ángulo momento máximo rotación externa brazo dominante a 180°/s. AMMREND180: ángulo momento máximo rotación externa brazo no dominante a 180°/s. AMMRID180: ángulo momento máximo rotación interna brazo dominante a 180°/s. AMMRIND180: ángulo momento máximo rotación interna brazo no dominante a 180°/s

La Tabla 14 nos muestra las diferencias existentes entre las variables del ángulo del momento máximo en función de la dominancia lateral. No existen diferencias estadísticamente significativas entre las variables a excepción de la variable AMMRI a 60°/s de velocidad angular en el grupo de las MDNL.

Tabla 14. Prueba post-hoc de Wilcoxon para muestras apareadas de la variable ángulo del momento máximo en función de la dominancia lateral

Grupo		AMMREND60	AMMRIND60	AMMREND180	AMMRIND180
		AMMRED60	AMMRID60	AMMRED180	AMMRID180
MDNL	Z	-0,770	-2,140*	-0,367	-0,744
HDNL	Z	-1,086	-0,628	-0,068	-0,373
JBMP	Z	-0,114	-0,835	-0,644	-1,398

* $p < 0,05$. MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. AMMRED60: ángulo momento máximo rotación externa brazo dominante a 60°/s. AMMREND60: ángulo momento máximo rotación externa brazo no dominante a 60°/s. AMMRID60: ángulo momento máximo rotación interna brazo dominante a 60°/s. AMMRIND60: ángulo momento máximo rotación interna brazo no dominante a 60°/s. AMMRED180: ángulo momento máximo rotación externa brazo dominante a 180°/s. AMMREND180: ángulo momento máximo rotación externa brazo no dominante a 180°/s. AMMRID180: ángulo momento máximo rotación interna brazo dominante a 180°/s. AMMRIND180: ángulo momento máximo rotación interna brazo no dominante a 180°/s

La Tabla 15 nos muestra las diferencias existentes entre las variables del ángulo del momento máximo en función del tipo de rotación del complejo articular del hombro. Existen diferencias estadísticamente significativas entre la rotación interna y externa de todas las variables de todos los grupos.

Tabla 15. Prueba post-hoc de Wilcoxon para muestras apareadas de la variable ángulo del momento máximo en función del tipo de rotación

Grupo		AMMRID60	AMMRIND60	AMMRID180	AMMRIND180
		AMMRED60	AMMREND60	AMMRED180	AMMREND180
MDNL	Z	-3,940***	-3,785***	-2,129***	-2,868***
HDNL	Z	-6,991***	-7,003***	-3,558***	-3,804***
JBMP	Z	-4,239***	-4,287***	-3,050***	-2,974***

*** $p < 0,001$. MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. AMMRED60: ángulo momento máximo rotación externa brazo dominante a 60°/s. AMMREND60: ángulo momento máximo rotación externa brazo no dominante a 60°/s. AMMRID60: ángulo momento máximo rotación interna brazo dominante a 60°/s. AMMRIND60: ángulo momento máximo rotación interna brazo no dominante a 60°/s. AMMRED180: ángulo momento máximo rotación externa brazo dominante a 180°/s. AMMREND180: ángulo momento máximo rotación externa brazo no dominante a 180°/s. AMMRID180: ángulo momento máximo rotación interna brazo dominante a 180°/s. AMMRIND180: ángulo momento máximo rotación interna brazo no dominante a 180°/s

4.2.2 Análisis de la variable índice de fatiga

4.2.2.1 Contraste entre grupos de la variable índice de fatiga

La Tabla 16 nos muestra los datos estadísticos más relevantes de la variable del índice de fatiga de la muestra en función de los distintos grupos de estudio. La prueba de contraste global entre los tres grupos solo muestra la existencia de diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,05$) en la variable FRIND180.

Tabla 16. Resultados descriptivos y contraste global entre los tres grupos de la muestra de la variable índice de fatiga

	MDNL		HDNL		JBMP		P
	Media (%)	Desviación típica	Media (%)	Desviación típica	Media (%)	Desviación típica	
FRED60	19,92	±7,21	19,09	±6,57	16,90	±6,55	0,213 ^K
FREND60	20,54	±6,34	22,64	±7,40	19,53	±7,32	0,245 ^K
FRID60	19,10	±6,80	17,19	±10,71	18,74	±11,46	0,633 ^A
FRIND60	17,33	±8,13	18,66	±13,30	16,12	±6,37	0,600 ^A
FRED180	23,75	±14,97	20,43	±7,75	22,17	±10,76	0,626 ^K
FREND180	21,32	±10,01	20,45	±8,47	22,92	±7,79	0,536 ^K
FRID180	18,52	±12,93	17,74	±18,95	14,72	±9,51	0,688 ^K
FRIND180	21,65	±11,65	14,82	±11,86	17,30	±9,50	0,019 ^K

MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. ^K Prueba Kruskal-Wallis. ^A Prueba ANOVA. FRED60: índice de fatiga rotación externa brazo dominante a 60°/s. FREND60: índice de fatiga rotación externa brazo no dominante a 60°/s. FRID60: índice de fatiga rotación interna brazo dominante a 60°/s. FRIND60: índice de fatiga rotación interna brazo no dominante a 60°/s. FRED180: índice de fatiga rotación externa brazo dominante a 180°/s. FREND180: índice de fatiga rotación externa brazo no dominante a 180°/s. FRID180: índice de fatiga rotación interna brazo dominante a 180°/s. FRIND180: índice de fatiga rotación interna brazo no dominante a 180°/s

Se ha realizado la prueba post hoc de las variables que mostraron significación en la prueba de contraste global, con el fin de identificar entre qué tipo de muestras existen diferencias significativas (Tabla 17). Las MDNL muestran diferencias ($p < 0,01$) con los HDNL en la variable FRIND180. Las MDNL y los JBMP no muestran valores significativos en la variable citada. Lo mismo sucede entre los HDNL y los JBMP.

Tabla 17. Diferencias de las medias y nivel de significación de la prueba post-hoc para muestras independientes de la variable índice de fatiga

	MDNL-HDNL		MDNL-JBMP		HDNL-JBMP	
	Media de la diferencia (%)	P	Media de la diferencia (%)	p	Media de la diferencia (%)	P
FRIND180	6,83	0,008 ^U	4,35	0,250 ^U	-2,48	0,126 ^U

MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. ^U Prueba U de Whitney. FRIND180: ángulo momento máximo rotación interna brazo dominante a 180°/s

4.2.2.2 Contraste entre variables índice de fatiga

La Tabla 18 nos muestra las diferencias existentes entre las variables del índice de fatiga en función de la velocidad angular. Solo existen diferencias estadísticamente significativas en la variable FRIND, a mayor velocidad menor índice de fatiga, en el grupo de los HDNL y en las variables FRED, a mayor velocidad mayor índice de fatiga, y FRID, a mayor velocidad menor índice de fatiga, en el grupo de los JBMP.

Tabla 18. Prueba post-hoc de Wilcoxon para muestras apareadas de la variable índice de fatiga en función de la velocidad del test (60°/s y 180°/s)

Grupo		FRED180 FRED60	FREND180 FREND60	FRID180 FRID60	FRIND180 FRIND60
MDNL	Z	-0,603	-0,660	-0,817	-0,923
HDNL	Z	-1,127	-1,516	-1,364	-2,386*
JBMP	Z	-2,222*	-1,534	-2,414*	-0,122

* $p < 0,05$. MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. FRED60: índice de fatiga rotación externa brazo dominante a 60°/s. FREND60: índice de fatiga rotación externa brazo no dominante a 60°/s. FRID60: índice de fatiga rotación interna brazo dominante a 60°/s. FRIND60: índice de fatiga rotación interna brazo no dominante a 60°/s. FRED180: índice de fatiga rotación externa brazo dominante a 180°/s. FREND180: índice de fatiga rotación externa brazo no dominante a 180°/s. FRID180: índice de fatiga rotación interna brazo dominante a 180°/s. FRIND180: índice de fatiga rotación interna brazo no dominante a 180°/s

La Tabla 19 nos muestra las diferencias existentes entre las variables del índice de fatiga en función de la dominancia lateral. Solo existen diferencias estadísticamente significativas en la variable FRE a 60°/s de velocidad angular, mayor índice de fatiga en el brazo no dominante, en el grupo de los HDNL.

Tabla 19. Prueba post-hoc de Wilcoxon para muestras apareadas de la variable índice de fatiga en función de la dominancia lateral

Grupo		FREND60 FRED60	FRIND60 FRID60	FREND180 FRED180	FRIND180 FRID180
MDNL	Z	-0,751	-1,597	-0,279	-1,420
HDNL	Z	-3,386***	-0,796	-0,060	-0,169
JBMP	Z	-1,943	-0,700	-0,148	-0,560

*** $p < 0,001$. MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. FRED60: índice de fatiga rotación externa brazo dominante a 60°/s. FREND60: índice de fatiga rotación externa brazo no dominante a 60°/s. FRID60: índice de fatiga rotación interna brazo dominante a 60°/s. FRIND60: índice de fatiga rotación interna brazo no dominante a 60°/s. FRED180: índice de fatiga rotación externa brazo dominante a 180°/s. FREND180: índice de fatiga rotación externa brazo no dominante a 180°/s. FRID180: índice de fatiga rotación interna brazo dominante a 180°/s. FRIND180: índice de fatiga rotación interna brazo no dominante a 180°/s

La Tabla 20 nos muestra las diferencias existentes entre las variables del índice de fatiga en función del tipo de rotación. No existen diferencias estadísticamente significativas en el grupo de las MDNL. Existen diferencias estadísticamente significativas en todas las variables de los grupos de los HDNL y de los JBMP a excepción de la variable rotación del brazo dominante a 60°/s de velocidad angular. Se observa menor índice de fatiga en el brazo dominante.

Tabla 20. Prueba post-hoc de Wilcoxon para muestras apareadas de la variable índice de fatiga en función del tipo de rotación

Grupo		FRID60 FRED60	FRIND60 FREND60	FRID180 FRED180	FRIND180 FREND180
MDNL	Z	-0,670	-1,561	-1,512	-0,644
HDNL	Z	-2,319*	-3,470***	-3,820***	-4,665***
JBMP	Z	-0,404	-2,299*	-3,538***	-3,173**

* $p < 0,05$; ** $p < 0,01$; *** $p < 0,001$. MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. FRED60: índice de fatiga rotación externa brazo dominante a 60°/s. FREND60: índice de fatiga rotación externa brazo no dominante a 60°/s. FRID60: índice de fatiga rotación interna brazo dominante a 60°/s. FRIND60: índice de fatiga rotación interna brazo no dominante a 60°/s. FRED180: índice de fatiga rotación externa brazo dominante a 180°/s. FREND180: índice de fatiga rotación externa brazo no dominante a 180°/s. FRID180: índice de fatiga rotación interna brazo dominante a 180°/s. FRIND180: índice de fatiga rotación interna brazo no dominante a 180°/s

4.2.3 Análisis de la variable momento máximo

4.2.3.1 Contraste entre grupos de la variable momento máximo

La Tabla 21 nos muestra los datos estadísticos más relevantes de la variable del momento máximo de la muestra en función de los distintos grupos de estudio. La prueba de contraste global entre los tres grupos muestra la existencia de diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,01$) en todas las variables estudiadas.

Tabla 21. Resultados descriptivos y contraste global entre los tres grupos de la muestra de la variable momento máximo

	MDNL		HDNL		JBMP		P
	Media (N)	Desviación típica	Media (N)	Desviación típica	Media (N)	Desviación típica	
MMRED60	17,46	±3,92	31,04	±5,78	33,72	±4,95	0,001 ^A
MMREND60	15,90	±3,41	28,19	±5,24	31,01	±4,39	0,001 ^A
MMRID60	22,42	±4,53	45,90	±11,77	52,43	±8,54	0,001 ^A
MMRIND60	21,82	±4,52	42,50	±10,40	47,88	±9,45	0,001 ^A
MMRED180	13,68	±5,21	25,89	±5,24	29,37	±4,64	0,001 ^A
MMREND180	11,21	±3,24	23,28	±4,81	25,84	±4,86	0,001 ^A
MMRID180	19,10	±5,35	39,40	±10,35	45,84	±7,98	0,001 ^A
MMRIND180	18,47	±5,67	37,02	±9,22	43,88	±8,90	0,001 ^A

MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. ^A Prueba ANOVA. MMRED60: momento máximo rotación externa brazo dominante a 60°/s. MMREND60: momento máximo rotación externa brazo no dominante a 60°/s. MMRID60: momento máximo rotación interna brazo dominante a 60°/s. MMRIND60: momento máximo rotación interna brazo no dominante a 60°/s. MMRED180: momento máximo rotación externa brazo dominante a 180°/s. MMREND180: momento máximo rotación externa brazo no dominante a 180°/s. MMRID180: momento máximo rotación interna brazo dominante a 180°/s. MMRIND180: momento máximo rotación interna brazo no dominante a 180°/s

Se ha realizado la prueba post hoc de las variables que mostraron significación en la prueba de contraste global, con el fin de identificar entre qué tipo de muestras existen diferencias significativas (Tabla 22). Las MDNL muestran diferencias ($p < 0,01$) tanto con los HDNL como con JBMP en todas las variables analizadas. Por otro lado, los HDNL muestran valores inferiores significativos ($p < 0,05$) con los JBMP en las variables MMREND60, MMRID60, MMRED180, MMRID180 Y MMRIND180.

Tabla 22. Diferencias de las medias y nivel de significación de la prueba post-hoc para muestras independientes de la variable momento máximo

	MDNL-HDNL		MDNL-JBMP		HDNL-JBMP	
	Media de la diferencia (N)	P	Media de la diferencia (N)	P	Media de la diferencia (N)	P
MMRED60	-13,58	0,001 ^S	-16,26	0,001 ^S	-2,68	0,087 ^S
MMREND60	-12,29	0,001 ^S	-15,10	0,001 ^S	-2,82	0,036 ^S
MMRID60	-23,48	0,001 ^T	-30,01	0,001 ^T	-6,53	0,012 ^T
MMRIND60	-20,68	0,001 ^T	-26,05	0,001 ^T	-5,38	0,058 ^T
MMRED180	-12,22	0,001 ^S	-15,69	0,001 ^S	-3,47	0,015 ^S
MMREND180	-12,06	0,001 ^T	-14,62	0,001 ^T	-2,56	0,076 ^T
MMRID180	-20,30	0,001 ^T	-26,74	0,001 ^T	-6,44	0,006 ^T
MMRIND180	-18,55	0,001 ^T	-25,42	0,001 ^T	-6,86	0,005 ^T

MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. ^S Prueba de Scheffe. ^T Prueba de Tamhanes. MMRED60: momento máximo rotación externa brazo dominante a 60°/s. MMREND60: momento máximo rotación externa brazo no dominante a 60°/s. MMRID60: momento máximo rotación interna brazo dominante a 60°/s. MMRIND60: momento máximo rotación interna brazo no dominante a 60°/s. MMRED180: momento máximo rotación externa brazo dominante a 180°/s. MMREND180: momento máximo rotación externa brazo no dominante a 180°/s. MMRID180: momento máximo rotación interna brazo dominante a 180°/s. MMRIND180: momento máximo rotación interna brazo no dominante a 180°/s

4.2.3.2 Contraste entre variables del momento máximo

La Tabla 23 nos muestra las diferencias existentes entre las variables del momento máximo en función de la velocidad angular (60°/s y 180°/s). Existen diferencias estadísticamente significativas en todas las variables de todos los grupos. Se observan mayores valores en los momentos máximos a menor velocidad angular.

Tabla 23. Prueba post-hoc de t de Student para muestras apareadas de la variable momento máximo en función de la velocidad del test (60°/s y 180°/s)

Grupo		MMRED180	MMREND180	MMRID180	MMRIND180
		MMRED60	MMREND60	MMRID60	MMRIND60
MDNL	T	4,917***	11,292***	4,158***	7,060***
HDNL	T	15,251***	18,970***	9,817***	9,993***
JBMP	T	9,279***	10,481***	8,633***	3,934***

p***<0,001. MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. MMRED60: momento máximo rotación externa brazo dominante a 60°/s. MMREND60: momento máximo rotación externa brazo no dominante a 60°/s. MMRID60: momento máximo rotación interna brazo dominante a 60°/s. MMRIND60: momento máximo rotación interna brazo no dominante a 60°/s. MMRED180: momento máximo rotación externa brazo dominante a 180°/s. MMREND180: momento máximo rotación externa brazo no dominante a 180°/s. MMRID180: momento máximo rotación interna brazo dominante a 180°/s. MMRIND180: momento máximo rotación interna brazo no dominante a 180°/s

La Tabla 24 nos muestra las diferencias existentes entre las variables del momento máximo en función de la dominancia lateral. Existen diferencias estadísticamente significativas en todas las variables de todos los grupos a excepción de la rotación interna a ambas velocidades en el grupo de las MDNL y en la variable rotación interna a 180°/s de velocidad angular en el grupo JBMP. Se observan mayores valores en los momentos máximos de los miembros dominantes.

Tabla 24. Prueba post-hoc de t de Student para muestras apareadas de la variable momento máximo en función de la dominancia lateral

Grupo		MMREND60 MMRED60	MMRIND60 MMRID60	MMREND180 MMRED180	MMRIND180 MMRID180
MDNL	T	2,311*	1,013	3,500**	0,769
HDNL	T	6,439***	5,553***	6,051***	3,966***
JBMP	T	3,994***	3,006**	4,235***	1,625

$p^* < 0,05$; $p^{**} < 0,01$; $p^{***} < 0,001$. MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. MMRED60: momento máximo rotación externa brazo dominante a 60°/s. MMREND60: momento máximo rotación externa brazo no dominante a 60°/s. MMRID60: momento máximo rotación interna brazo dominante a 60°/s. MMRIND60: momento máximo rotación interna brazo no dominante a 60°/s. MMRED180: momento máximo rotación externa brazo dominante a 180°/s. MMREND180: momento máximo rotación externa brazo no dominante a 180°/s. MMRID180: momento máximo rotación interna brazo dominante a 180°/s. MMRIND180: momento máximo rotación interna brazo no dominante a 180°/s

La Tabla 25 nos muestra las diferencias existentes entre las variables del momento máximo en función del tipo de rotación. Existen diferencias estadísticamente significativas en todas las variables de todos los grupos. Se observan mayores valores en los momentos máximos del movimiento de rotación interna.

Tabla 25. Prueba post-hoc de t de Student para muestras apareadas de la variable momento máximo en función del tipo de rotación

Grupo		MMRID60 MMRED60	MMRIND60 MMREND60	MMRID180 MMRED180	MMRIND180 MMREND180
MDNL	T	-9,588***	-9,144***	-11,788***	-9,445***
HDNL	T	-15,263***	-15,688***	-15,791***	-16,647***
JBMP	T	-15,098***	-11,437***	-12,856***	-13,740***

$p^{***} < 0,001$. MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. MMRED60: momento máximo rotación externa brazo dominante a 60°/s. MMREND60: momento máximo rotación externa brazo no dominante a 60°/s. MMRID60: momento máximo rotación interna brazo dominante a 60°/s. MMRIND60: momento máximo rotación interna brazo no dominante a 60°/s. MMRED180: momento máximo rotación externa brazo dominante a 180°/s. MMREND180: momento máximo rotación externa brazo no dominante a 180°/s. MMRID180: momento máximo rotación interna brazo dominante a 180°/s. MMRIND180: momento máximo rotación interna brazo no dominante a 180°/s

4.2.4 Análisis de la variable momento a los 0,18 segundos

4.2.4.1 Contraste entre grupos de la variable momento a los 0,18 segundos

La Tabla 26 nos muestra los datos estadísticos más relevantes de la variable momento a los 0,18 segundos de la muestra en función de los distintos grupos de estudio. La prueba de contraste global entre los tres grupos muestra la existencia de diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,01$) en todas las variables estudiadas.

Tabla 26. Resultados descriptivos y contraste global entre los tres grupos de la muestra de la variable momento a los 0,18 segundos

	MDNL		HDNL		JBMP		p
	Media (N)	Desviación típica	Media (N)	Desviación típica	Media (N)	Desviación típica	
M18RED60	16,51	±3,84	29,86	±5,69	33,26	±5,03	0,001 ^A
M18REND60	15,06	±3,86	27,19	±5,52	29,67	±4,37	0,001 ^A
M18RID60	19,90	±3,87	38,12	±10,62	47,47	±9,11	0,001 ^A
M18RIND60	19,03	±4,46	36,36	±9,49	40,08	±9,01	0,001 ^A
M18RED180	12,50	±3,37	24,02	±5,47	28,39	±5,34	0,001 ^A
M18REND180	11,87	±2,50	21,47	±5,53	24,32	±5,06	0,001 ^A
M18RID180	15,46	±4,55	36,16	±10,85	44,09	±8,98	0,001 ^A
M18RIND180	15,35	±5,36	34,39	±9,68	41,10	±8,79	0,001 ^A

MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. ^A Prueba ANOVA. M18RED60: momento 0,18 segundos rotación externa brazo dominante a 60°/s. M18REND60: momento 0,18 segundos rotación externa brazo no dominante a 60°/s. M18RID60: momento 0,18 segundos rotación interna brazo dominante a 60°/s. M18RIND60: momento 0,18 segundos rotación interna brazo no dominante a 60°/s. M18RED180: momento 0,18 segundos rotación externa brazo dominante a 180°/s. M18REND180: momento 0,18 segundos rotación externa brazo no dominante a 180°/s. M18RID180: momento 0,18 segundos rotación interna brazo dominante a 180°/s. M18RIND180: momento 0,18 segundos rotación interna brazo no dominante a 180°/s.

Se ha realizado la prueba post hoc de las variables que mostraron significación en la prueba de contraste global, con el fin de identificar entre qué tipo de muestras existen diferencias significativas (Tabla 27). Las MDNL muestran diferencias ($p < 0,01$) tanto con los HDNL como con JBMP en todas las variables analizadas. Por otro lado, los HDNL muestran valores inferiores estadísticamente significativos ($p < 0,05$) con los JBMP en las variables M18RED60, M18RID60, M18RED180, M18REND180, M18RID180 y M18RIND180.

Tabla 27. Diferencias de las medias y nivel de significación de la prueba post-hoc para muestras independientes de la variable momento a los 0,18 segundos

	MDNL-HDNL		MDNL-JBMP		HDNL-JBMP	
	Media de la diferencia (N)	P	Media de la diferencia (N)	P	Media de la diferencia (N)	P
M18RED60	-13,34	0,001 ^S	-16,75	0,001 ^S	-3,40	0,019 ^S
M18REND60	-12,14	0,001 ^S	-14,62	0,001 ^S	-2,48	0,097 ^S
M18RID60	-18,22	0,001 ^T	-27,57	0,001 ^T	-9,35	0,001 ^T
M18RIND60	-17,33	0,001 ^T	-21,05	0,001 ^T	-3,72	0,229 ^T
M18RED180	-11,51	0,001 ^T	-15,89	0,001 ^T	-4,37	0,003 ^T
M18REND180	-9,59	0,001 ^T	-12,45	0,001 ^T	-2,85	0,044 ^T
M18RID180	-20,69	0,001 ^T	-28,63	0,001 ^T	-7,94	0,002 ^T
M18RIND180	-19,03	0,001 ^S	-25,75	0,001 ^S	-6,72	0,004 ^S

MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. ^S Prueba de Scheffe. ^T Prueba de Tamhanes. M18RED60: momento 0,18 segundos rotación externa brazo dominante a 60°/s. M18REND60: momento 0,18 segundos rotación externa brazo no dominante a 60°/s. M18RID60: momento 0,18 segundos rotación interna brazo dominante a 60°/s. M18RIND60: momento 0,18 segundos rotación interna brazo no dominante a 60°/s. M18RED180: momento 0,18 segundos rotación externa brazo dominante a 180°/s. M18REND180: momento 0,18 segundos rotación externa brazo no dominante a 180°/s. M18RID180: momento 0,18 segundos rotación interna brazo dominante a 180°/s. M18RIND180: momento 0,18 segundos rotación interna brazo no dominante a 180°/s

4.2.4.2 Contraste entre variables del momento a 0,18 segundos

La Tabla 28 nos muestra las diferencias existentes entre las variables del momento máximo a 0,18 segundos en función de la velocidad angular (60°/s y 180°/s). Existen diferencias estadísticamente significativas en todas las variables de todos los grupos a excepción de la variable M18RIND en los grupos de los HDNL y de los JBMP. Se observan mayores valores en los momentos máximos a 0,18 segundos a menor velocidad angular.

Tabla 28. Prueba post-hoc de t de Student para muestras apareadas de la variable momento máximo a 0,18 segundos en función de la velocidad del test (60°/s y 180°/s)

Grupo		M18RED180 M18RED60	M18REND180 M18REND60	M18RID180 M18RID60	M18RIND180 M18RIND60
MDNL	T	13,202***	7,528***	8,186***	6,357***
HDNL	T	15,691***	14,651***	2,135**	1,844
JBMP	T	7,916***	8,523***	3,711***	-1,142

P***<0,001. MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. M18RED60: momento 0,18 segundos rotación externa brazo dominante a 60°/s. M18REND60: momento 0,18 segundos rotación externa brazo no dominante a 60°/s. M18RID60: momento 0,18 segundos rotación interna brazo dominante a 60°/s. M18RIND60: momento 0,18 segundos rotación interna brazo no dominante a 60°/s. M18RED180: momento 0,18 segundos rotación externa brazo dominante a 180°/s. M18REND180: momento 0,18 segundos rotación externa brazo no dominante a 180°/s. M18RID180: momento 0,18 segundos rotación interna brazo dominante a 180°/s. M18RIND180: momento 0,18 segundos rotación interna brazo no dominante a 180°/s

La Tabla 29 nos muestra las diferencias existentes entre las variables del momento máximo a 0,18 segundos en función de la dominancia lateral. No existen diferencias estadísticamente significativas en el grupo de las MDNL. Existen diferencias estadísticamente significativas en todas las variables de todos los grupos de

HDNL y JBMP. Se observan mayores valores en los momentos máximos a 0,18 segundos de los miembros dominantes.

Tabla 29. Prueba post-hoc de t de Student para muestras apareadas de la variable momento máximo a 0,18 segundos en función de la dominancia lateral

Grupo		M18REND60	M18RIND60	M18REND180	M18RIND180
		M18RED60	M18RID60	M18RED180	M18RID180
MDNL	T	2,020	1,520	1,040	0,172
HDNL	T	5,692***	2,222*	4,146***	2,632**
JBMP	T	5,401***	5,507***	4,275***	2,108*

$P^* < 0,05$; $p^{**} < 0,01$; $p^{***} < 0,001$. MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. M18RED60: momento 0,18 segundos rotación externa brazo dominante a 60°/s. M18REND60: momento 0,18 segundos rotación externa brazo no dominante a 60°/s. M18RID60: momento 0,18 segundos rotación interna brazo dominante a 60°/s. M18RIND60: momento 0,18 segundos rotación interna brazo no dominante a 60°/s. M18RED180: momento 0,18 segundos rotación externa brazo dominante a 180°/s. M18REND180: momento 0,18 segundos rotación externa brazo no dominante a 180°/s. M18RID180: momento 0,18 segundos rotación interna brazo dominante a 180°/s. M18RIND180: momento 0,18 segundos rotación interna brazo no dominante a 180°/s

La Tabla 30 nos muestra las diferencias existentes entre las variables del momento máximo a 0,18 segundos en función del tipo de rotación. Existen diferencias estadísticamente significativas en todas las variables de todos los grupos. Se observan mayores valores en los momentos máximos a 0,18 segundos en el movimiento de rotación interna.

Tabla 30. Prueba post-hoc de t de Student para muestras apareadas de la variable momento máximo a 0,18 segundos en función del tipo de rotación

Grupo		M18RID60	M18RIND60	M18RID180	M18RIND180
		M18RED60	M18REND60	M18RED180	M18REND180
MDNL	T	-5,813***	-6,604***	-5,892***	-4,746***
HDNL	T	-9,362***	-12,359***	-12,615***	-11,841***
JBMP	T	-9,400***	-7,783***	-9,066***	-11,155***

P***<0,001. MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. M18RED60: momento 0,18 segundos rotación externa brazo dominante a 60°/s. M18REND60: momento 0,18 segundos rotación externa brazo no dominante a 60°/s. M18RID60: momento 0,18 segundos rotación interna brazo dominante a 60°/s. M18RIND60: momento 0,18 segundos rotación interna brazo no dominante a 60°/s. M18RED180: momento 0,18 segundos rotación externa brazo dominante a 180°/s. M18REND180: momento 0,18 segundos rotación externa brazo no dominante a 180°/s. M18RID180: momento 0,18 segundos rotación interna brazo dominante a 180°/s. M18RIND180: momento 0,18 segundos rotación interna brazo no dominante a 180°/s

4.2.5 Análisis de la variable número de repetición trabajo máximo

4.2.5.1 Contraste entre grupos de la variable número de repetición trabajo máximo

La Tabla 31 nos muestra los datos estadísticos más relevantes de la variable número de la repetición del trabajo máximo de la muestra en función de los distintos grupos de estudio. La prueba de contraste global entre los tres grupos muestra que no existen diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,01$) en todas las variables estudiadas.

Tabla 31. Resultados descriptivos y contraste global entre los tres grupos de la muestra de la variable número de repetición del trabajo máximo

	MDNL		HDNL		JBMP		p
	Media	Desviación típica	Media	Desviación típica	Media	Desviación típica	
NRTMRED60	2,10	1,47	2,19	1,46	2,23	1,24	0,779 ^K
NRTMREND60	1,86	1,33	1,71	1,16	1,77	1,21	0,898 ^K
NRTMRID60	2,93	1,60	3,19	1,51	2,77	1,61	0,459 ^K
NRTMRIND60	2,52	1,62	2,89	1,57	2,42	1,42	0,338 ^K
NRTMRED180	4,14	4,12	4,07	3,34	3,88	3,80	0,663 ^K
NRTMREND180	4,41	4,26	3,71	3,49	3,42	3,18	0,779 ^K
NRTMRID180	7,41	4,65	7,91	4,54	6,69	4,56	0,926 ^A
NRTMRIND180	7,03	5,53	8,13	4,90	6,58	5,05	0,394 ^K

MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. ^A Prueba ANOVA. ^K Prueba Kruskal-Wallis. NRTRED60: número repetición trabajo máximo rotación externa brazo dominante a 60°/s. NRTREND60: número repetición trabajo máximo rotación externa brazo no dominante a 60°/s. NRTRID60: número repetición trabajo máximo rotación interna brazo dominante a 60°/s. NRTRIND60: número repetición trabajo máximo rotación interna brazo no dominante a 60°/s. NRTRED180: número repetición trabajo máximo rotación externa brazo dominante a 180°/s. NRTREND180: número repetición trabajo máximo rotación externa brazo no dominante a 180°/s. NRTRID180: número repetición trabajo máximo rotación interna brazo dominante a 180°/s. NRTRIND180: número repetición trabajo máximo rotación interna brazo no dominante a 180°/s

4.2.5.2 Contraste entre variables número de repetición trabajo máximo

La Tabla 32 nos muestra las diferencias existentes entre las variables del número de repetición del trabajo máximo en función de la velocidad angular (60°/s y 180°/s). Existen diferencias estadísticamente significativas en todas las variables de todos los grupos. Se observan que a mayor velocidad angular se alcanza más tarde la repetición del trabajo máximo.

Tabla 32. Prueba post-hoc de Wilcoxon para muestras apareadas de la variable número de repetición de trabajo máximo en función de la velocidad del test (60°/s y 180°/s)

Grupo		NRTMRED180	NRTMREND180	NRTMRID180	NRTMRIND180
		NRTMRED60	NRTMREND60	NRTMRID60	NRTMRIND60
MDNL	Z	-2,406*	-2,913**	-3,732***	-3,704***
HDNL	Z	-4,334***	-4,285***	-6,143***	-6,006***
JBMP	Z	-2,114*	-2,522*	-3,656***	-3,069**

p* < 0,05; p** < 0,01; p*** < 0,001. MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. NRTRED60: número repetición trabajo máximo rotación externa brazo dominante a 60°/s. NRTREND60: número repetición trabajo máximo rotación externa brazo no dominante a 60°/s. NRTRID60: número repetición trabajo máximo rotación interna brazo dominante a 60°/s. NRTRIND60: número repetición trabajo máximo rotación interna brazo no dominante a 60°/s. NRTRED180: número repetición trabajo máximo rotación externa brazo dominante a 180°/s. NRTREND180: número repetición trabajo máximo rotación externa brazo no dominante a 180°/s. NRTRID180: número repetición trabajo máximo rotación interna brazo dominante a 180°/s. NRTRIND180: número repetición trabajo máximo rotación interna brazo no dominante a 180°/s

La Tabla 33 nos muestra las diferencias existentes entre las variables del número de repetición del trabajo máximo en función de la dominancia lateral. No existen diferencias estadísticamente significativas en ninguna de las variables a excepción de la variable NRTMRE a 60°/s de velocidad angular en el grupo de HDNL.

Tabla 33. Prueba post-hoc de Wilcoxon para muestras apareadas de la variable número de repetición de trabajo máximo en función de la dominancia lateral

Grupo		NRTMREND60	NRTMRIND60	NRTMREND180	NRTMRIND180
		NRTMRED60	NRTMRID60	NRTMRED180	NRTMRID180
MDNL	Z	-0,747	-1,156	-0,163	0,407
HDNL	Z	-2,570**	-1,297	-0,649	-0,218
JBMP	Z	-1,345	-0,767	-0,658	-0,043

p** < 0,01. MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. NRTRED60: número repetición trabajo máximo rotación externa brazo dominante a 60°/s. NRTREND60: número repetición trabajo máximo rotación externa brazo no dominante a 60°/s. NRTRID60: número repetición trabajo máximo rotación interna brazo dominante a 60°/s. NRTRIND60: número repetición trabajo máximo rotación interna brazo no dominante a 60°/s. NRTRED180: número repetición trabajo máximo rotación externa brazo dominante a 180°/s. NRTREND180: número repetición trabajo máximo rotación externa brazo no dominante a 180°/s. NRTRID180: número repetición trabajo máximo rotación interna brazo dominante a 180°/s. NRTRIND180: número repetición trabajo máximo rotación interna brazo no dominante a 180°/s

La Tabla 34 nos muestra las diferencias existentes entre las variables del número de repetición del trabajo máximo en función del tipo de rotación. Existen diferencias estadísticamente significativas en todas las variables a excepción de las variables número de repetición de trabajo máximo en el brazo dominante y en el brazo no dominante a 60°/s de velocidad angular en el grupo de los JBMP. Se alcanza antes la repetición del trabajo máximo en la rotación externa.

Tabla 34. Prueba post-hoc de Wilcoxon para muestras apareadas de la variable número de repetición de trabajo máximo en función del tipo de rotación

Grupo		NRTMRID60 NRTMRED60	NRTMRIND60 NRTMREND60	NRTMRID180 NRTMRED180	NRTMRIND180 NRTMREND180
MDNL	Z	-2,057*	-1,963*	-3,093**	-2,013*
HDNL	Z	-3,840***	-4,374***	-5,196***	-5,693***
JBMP	Z	-1,610	-1,625	-2,75**	-2,392*

P* < 0,05; p** < 0,01; p*** < 0,001. MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. NRTRED60: número repetición trabajo máximo rotación externa brazo dominante a 60°/s. NRTREND60: número repetición trabajo máximo rotación externa brazo no dominante a 60°/s. NRTRID60: número repetición trabajo máximo rotación interna brazo dominante a 60°/s. NRTRIND60: número repetición trabajo máximo rotación interna brazo no dominante a 60°/s. NRTRED180: número repetición trabajo máximo rotación externa brazo dominante a 180°/s. NRTREND180: número repetición trabajo máximo rotación externa brazo no dominante a 180°/s. NRTRID180: número repetición trabajo máximo rotación interna brazo dominante a 180°/s. NRTRIND180: número repetición trabajo máximo rotación interna brazo no dominante a 180°/s

4.2.6 Análisis de la variable potencia media

4.2.6.1 Contraste entre grupos de la variable potencia media

La Tabla 35 nos muestra los datos estadísticos más relevantes de la variable potencia media de la muestra en función de los distintos grupos de estudio. La prueba de contraste global entre los tres grupos muestra la existencia de diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,01$) en todas las variables estudiadas.

Tabla 35. Resultados descriptivos y contraste global entre los tres grupos de la muestra de la variable potencia media

	MDNL		HDNL		JBMP		p
	Media (W)	Desviación típica	Media (W)	Desviación típica	Media (W)	Desviación típica	
PMRED60	11,61	±3,48	22,02	±4,12	25,31	±4,19	0,001 ^A
PMREND60	9,87	±2,63	19,20	±4,21	21,83	±3,53	0,001 ^A
PMRID60	15,11	±3,35	32,77	±8,66	38,07	±7,28	0,001 ^A
PMRIND60	15,01	±3,65	30,33	±8,14	35,12	±7,70	0,001 ^A
PMRED180	11,63	±7,06	33,63	±9,85	39,91	±10,19	0,001 ^A
PMREND180	9,28	±4,97	28,26	±8,14	31,90	±8,32	0,001 ^A
PMRID180	19,04	±8,37	56,60	±19,69	67,00	±16,49	0,001 ^A
PMRIND180	19,39	±8,94	53,02	±18,49	63,63	±18,23	0,001 ^A

MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. ^A Prueba ANOVA. PMRED60: potencia media rotación externa brazo dominante a 60°/s. PMREND60: potencia media rotación externa brazo no dominante a 60°/s. PMRID60: potencia media rotación interna brazo dominante a 60°/s. PMRIND60: potencia media rotación interna brazo no dominante a 60°/s. PMRED180: potencia media rotación externa brazo dominante a 180°/s. PMREND180: potencia media rotación externa brazo no dominante a 180°/s. PMRID180: potencia media rotación interna brazo dominante a 180°/s. PMRIND180: potencia media rotación interna brazo no dominante a 180°/s.

Se ha realizado la prueba post hoc de las variables que mostraron significación en la prueba de contraste global, con el fin de identificar entre qué tipo de muestras existen diferencias significativa (Tabla 36). Las MDNL muestran diferencias ($p < 0,01$) tanto con los HDNL como con JBMP en todas las variables analizadas. Por otro lado, los HDNL muestran valores inferiores significativos ($p < 0,05$) con los JBMP en todas las variables estudiadas menos en la PMREND180.

Tabla 36. Diferencias de las medias y nivel de significación de la prueba post-hoc para muestras independientes de la variable potencia media

	MDNL-HDNL		MDNL-JBMP		HDNL-JBMP	
	Media de la diferencia (W)	p	Media de la diferencia (W)	P	Media de la diferencia (W)	p
PMRED60	-10,40	0,001 ^S	-13,69	0,001 ^S	-3,29	0,002 ^S
PMREND60	-9,33	0,001 ^T	-11,96	0,001 ^T	-2,63	0,010 ^T
PMRID60	-17,66	0,001 ^T	-22,96	0,001 ^T	-5,30	0,012 ^T
PMRIND60	-15,32	0,001 ^T	-20,10	0,001 ^T	-4,78	0,032 ^T
PMRED180	-22,00	0,001 ^S	-28,28	0,001 ^S	-6,28	0,016 ^S
PMREND180	-18,98	0,001 ^T	-22,63	0,001 ^T	-3,65	0,173 ^T
PMRID180	-37,56	0,001 ^T	-47,95	0,001 ^T	-10,39	0,036 ^T
PMRIND180	-33,63	0,001 ^T	-44,24	0,001 ^T	-10,61	0,045 ^T

MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. ^S Prueba de Scheffe. ^T Prueba de Tamhanes. PMRED60: potencia media rotación externa brazo dominante a 60°/s. PMREND60: potencia media rotación externa brazo no dominante a 60°/s. PMRID60: potencia media rotación interna brazo dominante a 60°/s. PMRIND60: potencia media rotación interna brazo no dominante a 60°/s. PMRED180: potencia media rotación externa brazo dominante a 180°/s. PMREND180: potencia media rotación externa brazo no dominante a 180°/s. PMRID180: potencia media rotación interna brazo dominante a 180°/s. PMRIND180: potencia media rotación interna brazo no dominante a 180°/s

4.2.6.2 Contraste entre variables de la potencia media

La Tabla 37 nos muestra las diferencias existentes entre las variables de la potencia media en función de la velocidad angular (60°/s y 180°/s). Existen diferencias estadísticamente significativas en todas las variables de todos los grupos a excepción de las variables PMRED y PMREND del grupo de las MDNL. Se observa que a mayor velocidad angular se alcanzan mayores valores de potencia media.

Tabla 37. Prueba post-hoc t de Student para muestras apareadas de la variable potencia media en función de la velocidad del test (60°/s y 180°/s)

Grupo		PMRED180 PMRED60	PMREND180 PMREND60	PMRID180 PMRID60	PMRIND180 PMRIND60
MDNL	t	-0,019	1,123	-3,674***	-3,837***
HDNL	t	-14,020***	-15,538***	-15,428***	-15,909***
JBMP	t	-11,012***	-8,783***	-13,017***	-12,233***

p***<0,001. MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. PMRED60: potencia media rotación externa brazo dominante a 60°/s. PMREND60: potencia media rotación externa brazo no dominante a 60°/s. PMRID60: potencia media rotación interna brazo dominante a 60°/s. PMRIND60: potencia media rotación interna brazo no dominante a 60°/s. PMRED180: potencia media rotación externa brazo dominante a 180°/s. PMREND180: potencia media rotación externa brazo no dominante a 180°/s. PMRID180: potencia media rotación interna brazo dominante a 180°/s. PMRIND180: potencia media rotación interna brazo no dominante a 180°/s

La Tabla 38 nos muestra las diferencias existentes entre las variables de la potencia media en función de la dominancia lateral. Existen diferencias estadísticamente significativas en todas las variables de todos los grupos excepto en las variables potencia media de rotación interna a 60°/s de velocidad angular en las MDNL y

potencia media de rotación interna a 180°/s tanto en las MDNL como en los JBMP. Se observa que existe mayor potencia media en los brazos dominantes.

Tabla 38. Prueba post-hoc t de Student para muestras apareadas de la variable potencia media en función de la dominancia lateral

Grupo		PMREND60 PMRED60	PMRIND60 PMRID60	PMREND180 PMRED180	PMRIND180 PMRID180
MDNL	t	3,626***	0,225	2,110*	-0,313
HDNL	t	8,025***	4,652***	6,128***	3,058**
JBMP	t	5,933***	2,430*	5,521***	1,235

p* < 0,05; p** < 0,01; p*** < 0,001. MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. PMRED60: potencia media rotación externa brazo dominante a 60°/s. PMREND60: potencia media rotación externa brazo no dominante a 60°/s. PMRID60: potencia media rotación interna brazo dominante a 60°/s. PMRIND60: potencia media rotación interna brazo no dominante a 60°/s. PMRED180: potencia media rotación externa brazo dominante a 180°/s. PMREND180: potencia media rotación externa brazo no dominante a 180°/s. PMRID180: potencia media rotación interna brazo dominante a 180°/s. PMRIND180: potencia media rotación interna brazo no dominante a 180°/s

La Tabla 39 nos muestra las diferencias existentes entre las variables de la potencia media en función del tipo de rotación. Existen diferencias estadísticamente significativas en todas las variables de todos los grupos. Se observa que existe mayor potencia media en la rotación interna.

Tabla 39. Prueba post-hoc t de Student para muestras apareadas de la variable potencia media en función del tipo de rotación

Grupo		PMRID60 PMRED60	PMRIND60 PMREND60	PMRID180 PMRED180	PMRIND180 PMREND180
MDNL	t	-9,605***	-11,158***	-9,279***	-9,409***
HDNL	t	-14,677***	-14,580***	-15,085***	-14,155***
JBMP	t	-11,746***	-10,544***	-10,198***	-11,091***

p*** < 0,001. MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. PMRED60: potencia media rotación externa brazo dominante a 60°/s. PMREND60: potencia media rotación externa brazo no dominante a 60°/s. PMRID60: potencia media rotación interna brazo dominante a 60°/s. PMRIND60: potencia media rotación interna brazo no dominante a 60°/s. PMRED180: potencia media rotación externa brazo dominante a 180°/s. PMREND180: potencia media rotación externa brazo no dominante a 180°/s. PMRID180: potencia media rotación interna brazo dominante a 180°/s. PMRIND180: potencia media rotación interna brazo no dominante a 180°/s

4.2.7 Análisis de la variable promedio del momento máximo

4.2.7.1 Contraste entre grupos de la variable promedio del momento máximo

La Tabla 40 nos muestra los datos estadísticos más relevantes de la variable promedio del momento máximo de la muestra en función de los distintos grupos de estudio. La prueba de contraste global entre los tres grupos muestra la existencia de diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,01$) en todas las variables estudiadas.

Tabla 40. Resultados descriptivos y contraste global entre los tres grupos de la muestra de la variable promedio del momento máximo

	MDNL		HDNL		JBMP		p
	Media (N)	Desviación típica	Media (N)	Desviación típica	Media (N)	Desviación típica	
MMPMRED60	16,31	±3,95	29,10	±5,59	33,16	±5,23	0,001 ^A
MMPMREND60	14,65	±3,27	26,13	±5,15	29,02	±4,21	0,001 ^A
MMPMRID60	21,14	±4,58	41,57	±10,77	49,38	±8,47	0,001 ^A
MMPMRIND60	20,63	±4,33	40,06	±10,09	44,25	±8,98	0,001 ^A
MMPMRED180	14,50	±2,72	23,28	±4,36	27,16	±4,74	0,001 ^A
MMPMREND180	13,47	±2,37	21,58	±4,52	24,22	±4,10	0,001 ^A
MMPMRID180	17,22	±3,82	34,52	±9,50	41,85	±7,65	0,001 ^A
MMPMRIND180	17,57	±4,87	32,89	±8,16	38,69	±8,35	0,001 ^A

MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. ^A Prueba ANOVA. MMPRED60: promedio momento máximo rotación externa brazo dominante a 60°/s. MMPREND60: promedio momento máximo rotación externa brazo no dominante a 60°/s. MMPRID60: promedio momento máximo rotación interna brazo dominante a 60°/s. MMPRIND60: promedio momento máximo rotación interna brazo no dominante a 60°/s. MMPRED180: promedio momento máximo rotación externa brazo dominante a 180°/s. MMPREND180: promedio momento máximo rotación externa brazo no dominante a 180°/s. MMPRID180: promedio momento máximo rotación interna brazo dominante a 180°/s. MMPRIND180: promedio momento máximo rotación interna brazo no dominante a 180°/s

Se ha realizado la prueba post hoc de las variables que mostraron significación en la prueba de contraste global, con el fin de identificar entre qué tipo de muestras existen diferencias significativas (Tabla 41). Las MDNL muestran diferencias ($p < 0,01$) tanto con los HDNL como con JBMP en todas las variables analizadas. Por otro lado, los HDNL muestran valores inferiores significativos ($p < 0,05$) con los JBMP en todas las variables analizadas a excepción del MMPRIND60.

Tabla 41. Diferencias de las medias y nivel de significación de la prueba post-hoc para muestras independientes de la variable promedio momentos máximos

	MDNL-HDNL		MDNL-JBMP		HDNL-JBMP	
	Media de la diferencia (N)	P	Media de la diferencia (N)	P	Media de la diferencia (N)	P
MMPMRED60	-12,79	0,001 ^S	-16,85	0,001 ^S	-4,06	0,004 ^S
MMPMREND60	-11,48	0,001 ^T	-14,37	0,001 ^T	-2,89	0,021 ^T
MMPMRID60	-20,43	0,001 ^T	-28,24	0,001 ^T	-7,81	0,001 ^T
MMPMRIND60	-19,43	0,001 ^T	-23,62	0,001 ^T	-4,20	0,156 ^T
MMPMRED180	-8,78	0,001 ^T	-12,66	0,001 ^T	-3,88	0,002 ^T
MMPMREND180	-8,11	0,001 ^T	-10,75	0,001 ^T	-2,64	0,027 ^T
MMPMRID180	-17,30	0,001 ^T	-24,63	0,001 ^T	-7,33	0,001 ^T
MMPMRIND180	-15,32	0,001 ^T	-21,12	0,001 ^T	-5,80	0,012 ^T

MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. ^S Prueba de Scheffe. ^T Prueba de Tamhanes. MMPRED60: promedio momento máximo rotación externa brazo dominante a 60°/s. MMPREND60: promedio momento máximo rotación externa brazo no dominante a 60°/s. MMPRID60: promedio momento máximo rotación interna brazo dominante a 60°/s. MMPRIND60: promedio momento máximo rotación interna brazo no dominante a 60°/s. MMPRED180: promedio momento máximo rotación externa brazo dominante a 180°/s. MMPREND180: promedio momento máximo rotación externa brazo no dominante a 180°/s. MMPRID180: promedio momento máximo rotación interna brazo dominante a 180°/s. MMPRIND180: promedio momento máximo rotación interna brazo no dominante a 180°/s

4.2.7.2 Contraste entre variables del promedio del momento máximo

La Tabla 42 nos muestra las diferencias existentes entre las variables del promedio del momento máximo en función de la velocidad angular (60°/s y 180°/s). Existen diferencias estadísticamente significativas en todas las variables de todos los grupos a excepción de las variables MMPRED y MMPREND del grupo de las MDNL. Se observa que a mayor velocidad angular se alcanzan menores valores del promedio del momento máximo.

Tabla 42. Prueba post-hoc t de Student para muestras apareadas de la variable promedio momento máximo en función de la velocidad del test (60°/s y 180°/s)

Grupo		MMPRED180 MMPRED60	MMPREND180 MMPREND60	MMPRID180 MMPRID60	MMPRIND180 MMPRIND60
MDNL	T	-0,019	1,123	-3,674***	-3,837***
HDNL	T	-14,020***	-15,538***	-15,428***	-15,909***
JBMP	T	-11,012***	-8,783***	-13,017***	-12,233***

p***<0,001. MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. ^S Prueba de Scheffe. ^T Prueba de Tamhanes. MMPRED60: promedio momento máximo rotación externa brazo dominante a 60°/s. MMPREND60: promedio momento máximo rotación externa brazo no dominante a 60°/s. MMPRID60: promedio momento máximo rotación interna brazo dominante a 60°/s. MMPRIND60: promedio momento máximo rotación interna brazo no dominante a 60°/s. MMPRED180: promedio momento máximo rotación externa brazo dominante a 180°/s. MMPREND180: promedio momento máximo rotación externa brazo no dominante a 180°/s. MMPRID180: promedio momento máximo rotación interna brazo dominante a 180°/s. MMPRIND180: promedio momento máximo rotación interna brazo no dominante a 180°/s

La Tabla 43 nos muestra las diferencias existentes entre las variables del promedio del momento máximo en función de la dominancia lateral. Existen diferencias estadísticamente significativas en todas las variables de todos los grupos a excepción de las variables MMPRI a 60°/s de velocidad angular en las MDNL y el MMPRI a 180°/s

de velocidad angular del grupo de los JBMP. Se observan mayores valores del promedio del momento máximo en el brazo dominante.

Tabla 43. Prueba post-hoc t de Student para muestras apareadas de la variable promedio momento máximo en función de la dominancia lateral

Grupo		MMPREND60 MMPRED60	MMPRIND60 MMPRID60	MMPREND180 MMPRED180	MMPRIND180 MMPRID180
MDNL	t	3,626***	0,225	2,110*	-0,313
HDNL	t	8,025***	4,652***	6,128***	3,058**
JBMP	t	5,933***	2,430*	5,521***	1,235

p***<0,001. MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. ^S Prueba de Scheffe. ^T Prueba de Tamhanes. MMPRED60: promedio momento máximo rotación externa brazo dominante a 60°/s. MMPREND60: promedio momento máximo rotación externa brazo no dominante a 60°/s. MMPRID60: promedio momento máximo rotación interna brazo dominante a 60°/s. MMPRIND60: promedio momento máximo rotación interna brazo no dominante a 60°/s. MMPRED180: promedio momento máximo rotación externa brazo dominante a 180°/s. MMPREND180: promedio momento máximo rotación externa brazo no dominante a 180°/s. MMPRID180: promedio momento máximo rotación interna brazo dominante a 180°/s. MMPRIND180: promedio momento máximo rotación interna brazo no dominante a 180°/s

La Tabla 44 nos muestra las diferencias existentes entre las variables del promedio del momento máximo en función del tipo de rotación. Existen diferencias estadísticamente significativas en todas las variables de todos los grupos. Se observan mayores valores del promedio del momento máximo en la rotación interna.

Tabla 44. Prueba post-hoc t de Student para muestras apareadas de la variable promedio momento máximo en función del tipo de rotación

Grupo		MMPRID60 MMPRED60	MMPRIND60 MMPREND60	MMPRID180 MMPRED180	MMPRIND180 MMPREND180
MDNL	t	-9,605***	-11,158***	-9,279***	-9,409***
HDNL	t	-14,677***	-14,580***	-15,085***	-14,155***
JBMP	t	-11,746***	-10,584***	-10,198***	-11,091***

p***<0,001. MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. ^S Prueba de Scheffe. ^T Prueba de Tamhanes. MMPRED60: promedio momento máximo rotación externa brazo dominante a 60°/s. MMPREND60: promedio momento máximo rotación externa brazo no dominante a 60°/s. MMPRID60: promedio momento máximo rotación interna brazo dominante a 60°/s. MMPRIND60: promedio momento máximo rotación interna brazo no dominante a 60°/s. MMPRED180: promedio momento máximo rotación externa brazo dominante a 180°/s. MMPREND180: promedio momento máximo rotación externa brazo no dominante a 180°/s. MMPRID180: promedio momento máximo rotación interna brazo dominante a 180°/s. MMPRIND180: promedio momento máximo rotación interna brazo no dominante a 180°/s

4.2.8 Análisis de la variable ratio agonista antagonista

4.2.8.1 Contraste entre grupos de la variable ratio agonista antagonista

La Tabla 45 nos muestra los datos estadísticos más relevantes de la variable ratio agonista-antagonista de la muestra en función de los distintos grupos de estudios. La prueba de contraste global entre los tres grupos muestra la existencia de diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,01$) en las variables RAAtd60° y RAAtND60°.

Tabla 45. Resultados descriptivos y contraste global entre los tres grupos de la muestra de la variable ratio agonista antagonista

	MDNL		HDNL		JBMP		P
	Media (%)	Desviación típica	Media (%)	Desviación típica	Media (%)	Desviación típica	
RAAtD60	78,06	±10,31	69,42	±11,05	64,90	±7,49	0,001 ^A
RAAtND60	74,17	±12,56	68,11	±12,18	66,10	±10,05	0,026 ^A
RAAtD180	71,03	±11,64	67,39	±11,08	64,83	±9,18	0,104 ^A
RAAtND180	63,43	±15,14	64,42	±12,22	59,77	±9,37	0,269 ^A

MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. ^A Prueba ANOVA. RAAtD60: ratio agonista antagonista brazo dominante a 60°/s. RAAtND60: ratio agonista antagonista brazo no dominante a 60°/s. RAAtD180: ratio agonista antagonista brazo dominante a 180°/s. RAAtND180: ratio agonista antagonista brazo no dominante a 180°/s

Se ha realizado la prueba post hoc, de las variables que mostraron significación en la prueba de contraste global, con el fin de identificar entre qué tipo de muestras existen diferencias significativas (Tabla 46). Las MDNL muestran diferencias ($p < 0,01$) tanto con los HDNL como con JBMP en la variable RAAtD60. También, las MDNL muestran diferencias ($p < 0,05$) con los JBMP en la variable RAAtND60.

Tabla 46. Diferencias de las medias y nivel de significación de la prueba post-hoc para muestras independientes de la variable ratio agonista antagonista

	MDNL-HDNL		MDNL-JBMP		HDNL-JBMP	
	Media de la diferencia %	P	Media de la diferencia %	P	Media de la diferencia %	P
RAAtD60	8,64	0,001 ^T	13,16	0,001 ^T	4,52	0,074 ^T
RAAtND60	6,06	0,073 ^S	8,08	0,045 ^S	2,01	0,762 ^S

MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. ^S Prueba de Scheffe. ^T Prueba de Tamhanes. RAAtD60: ratio agonista antagonista brazo dominante a 60°/s. RAAtND60: ratio agonista antagonista brazo no dominante a 60°/s

4.2.8.2 Contraste entre variables del ratio agonista-antagonista

La Tabla 47 nos muestra las diferencias existentes entre las variables del ratio agonista-antagonista en función de la velocidad angular (60°/s y 180°/s). Existen diferencias estadísticamente significativas en el brazo no dominante en todos los grupos y solo en el grupo de las MDNL en el brazo dominante. Se observa que a mayor velocidad angular disminuye el ratio agonista-antagonista.

Tabla 47. Prueba post-hoc t de Student para muestras apareadas de la variable ratio agonista-antagonista en función de la velocidad del test (60°/s y 180°/s)

Grupo		RAAtD180 RAAtD60	RAAtND180 RAAtND60
MDNL	T	3,742***	6,555***
HDNL	T	1,872	3,828***
JBMP	T	0,058	4,879***

p***<0,001. MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. RAAtD60: ratio agonista antagonista brazo dominante a 60°/s. RAAtND60: ratio agonista antagonista brazo no dominante a 60°/s. RAAtD180: ratio agonista antagonista brazo dominante a 180°/s. RAAtND180: ratio agonista antagonista brazo no dominante a 180°/s

La Tabla 48 nos muestra las diferencias existentes entre las variables del ratio agonista-antagonista en función de la dominancia lateral. Existen diferencias estadísticamente significativas a 180°/s de velocidad angular en todos los grupos y solo en el grupo de las MDNL a 60°/s de velocidad angular.

Tabla 48. Prueba post-hoc t de Student para muestras apareadas de la variable ratio agonista antagonista en función de la dominancia lateral

Grupo		RAAtND60 RAAtD60	RAAtND180 RAAtD180
MDNL	T	3,742***	6,555***
HDNL	T	1,872	3,828***
JBMP	T	0,058	4,879***

p***<0,001. MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. RAAtD60: ratio agonista antagonista brazo dominante a 60°/s. RAAtND60: ratio agonista antagonista brazo no dominante a 60°/s. RAAtD180: ratio agonista antagonista brazo dominante a 180°/s. RAAtND180: ratio agonista antagonista brazo no dominante a 180°/s

4.2.9 Análisis de la variable tiempo de aceleración

4.2.9.1 Contraste de grupos de la variable tiempo de aceleración

La Tabla 49 nos muestra los datos estadísticos más relevantes de la variable tiempo de aceleración de la muestra en función de los distintos grupos de estudios. La prueba de contraste global entre los tres grupos muestra la existencia de diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,01$) en todas las variables estudiadas.

Tabla 49. Resultados descriptivos y contraste global entre los tres grupos de la muestra de la variable tiempo de aceleración

	MDNL		HDNL		JBMP		P
	Media (ms)	Desviación típica	Media (ms)	Desviación típica	Media (ms)	Desviación típica	
TARED60	90,00	±30,12	51,57	±11,75	48,46	±9,25	0,001 ^K
TAREND60	93,10	±23,47	55,71	±12,11	53,46	±10,56	0,001 ^K
TARID60	78,28	±13,65	55,86	±12,22	48,08	±12,01	0,001 ^K
TARIND60	81,38	±21,33	57,71	±12,99	50,38	±17,55	0,001 ^K
TARED180	220,00	±102,30	110,29	±21,33	103,46	±20,77	0,001 ^K
TAREND180	248,28	±66,01	126,71	±31,10	113,08	±21,50	0,001 ^K
TARID180	182,41	±40,94	110,71	±22,02	97,31	±22,37	0,001 ^K
TARIND180	190,34	±49,82	112,43	±23,06	98,85	±21,23	0,001 ^K

MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. ^K Prueba Kruskal-Wallis. TARED60: tiempo de aceleración rotación externa brazo dominante a 60°/s. TAREND60: tiempo de aceleración rotación externa brazo no dominante a 60°/s. TARID60: tiempo de aceleración rotación interna brazo dominante a 60°/s. TARIND60: tiempo de aceleración rotación interna brazo no dominante a 60°/s. TARED180: tiempo de aceleración rotación externa brazo dominante a 180°/s. TAREND180: tiempo de aceleración rotación externa brazo no dominante a 180°/s. TARID180: tiempo de aceleración rotación interna brazo dominante a 180°/s. TARIND180: tiempo de aceleración rotación interna brazo no dominante a 180°/s

Se ha realizado la prueba post hoc de las variables que mostraron significación en la prueba de contraste global, con el fin de identificar entre qué tipo de muestras existen diferencias significativas (Tabla 50). Las MDNL muestran diferencias ($p < 0,01$) tanto con los HDNL como con JBMP en todas las variables analizadas. Por otro lado, los HDNL muestran valores superiores significativos ($p < 0,05$) con los JBMP en todas las variables analizadas a excepción de las variables TARED60, TAREND60 y TARED180.

Tabla 50. Diferencias de las medias y nivel de significación de la prueba post-hoc para muestras independientes de la variable tiempo de aceleración

	MDNL-HDNL		MDNL-JBMP		HDNL-JBMP	
	Media de la diferencia (ms)	P	Media de la diferencia (ms)	p	Media de la diferencia (ms)	P
TARED60	38,43	0,001 ^U	41,54	0,001 ^U	3,11	0,199 ^U
TAREND60	37,39	0,001 ^U	39,64	0,001 ^U	2,25	0,344 ^U
TARID60	22,42	0,001 ^U	30,20	0,001 ^U	7,78	0,005 ^U
TARIND60	23,67	0,001 ^U	30,99	0,001 ^U	7,33	0,002 ^U
TARED180	109,71	0,001 ^U	116,54	0,001 ^U	6,82	0,187 ^U
TAREND180	121,56	0,001 ^U	135,20	0,001 ^U	13,64	0,050 ^U
TARID180	71,70	0,001 ^U	85,11	0,001 ^U	13,41	0,019 ^U
TARIND180	77,92	0,001 ^U	91,50	0,001 ^U	13,58	0,010 ^U

MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. ^U Prueba U de Whitney. TARED60: tiempo de aceleración rotación externa brazo dominante a 60°/s. TAREND60: tiempo de aceleración rotación externa brazo no dominante a 60°/s. TARID60: tiempo de aceleración rotación interna brazo dominante a 60°/s. TARIND60: tiempo de aceleración rotación interna brazo no dominante a 60°/s. TARED180: tiempo de aceleración rotación externa brazo dominante a 180°/s. TAREND180: tiempo de aceleración rotación externa brazo no dominante a 180°/s. TARID180: tiempo de aceleración rotación interna brazo dominante a 180°/s. TARIND180: tiempo de aceleración rotación interna brazo no dominante a 180°/s

4.2.9.2 Contraste de variables del tiempo de aceleración

La Tabla 51 nos muestra las diferencias existentes entre las variables del tiempo de aceleración en función de la velocidad angular (60°/s y 180°/s). Existen diferencias estadísticamente significativas en todas las variables de todos los grupos.

Tabla 51. Prueba post-hoc Wilcoxon para muestras apareadas de la variable tiempo de aceleración en función de la velocidad del test (60°/s y 180°/s)

Grupo		TARED180	TAREND180	TARID180	TARIND180
		TARED60	TAREND60	TARID60	TARIND60
MDNL	Z	-4,280***	-4,706***	-4,714***	-4,712***
HDNL	Z	-7,294***	-7,290***	-7,299***	-7,244***
JBMP	Z	-4,473***	-4,476***	-4,472***	-4,479***

p***<0,001. MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. TARED60: tiempo de aceleración rotación externa brazo dominante a 60°/s. TAREND60: tiempo de aceleración rotación externa brazo no dominante a 60°/s. TARID60: tiempo de aceleración rotación interna brazo dominante a 60°/s. TARIND60: tiempo de aceleración rotación interna brazo no dominante a 60°/s. TARED180: tiempo de aceleración rotación externa brazo dominante a 180°/s. TAREND180: tiempo de aceleración rotación externa brazo no dominante a 180°/s. TARID180: tiempo de aceleración rotación interna brazo dominante a 180°/s. TARIND180: tiempo de aceleración rotación interna brazo no dominante a 180°/s

La Tabla 52 nos muestra las diferencias existentes entre las variables del tiempo de aceleración en función de la dominancia lateral. Existen diferencias significativas en la variable tiempo de aceleración de la rotación externa a 60°/s de velocidad angular en el grupo de los HDNL y en los JBMP. También, existen diferencias estadísticamente significativas en la variable tiempo de aceleración de la rotación externa a 180°/s de velocidad angular de todos los grupos. Se observa mayor tiempo de aceleración en el brazo no dominante.

Tabla 52. Prueba post-hoc Wilcoxon para muestras apareadas de la variable tiempo de aceleración en función de la dominancia lateral

Grupo		TAREND60	TARIND60	TAREND180	TARIND180
		TARED60	TARID60	TARED180	TARID180
MDNL	Z	-1,186	-0,918	-3,010**	-0,459
HDNL	Z	-2,592**	-0,977	-5,157***	-0,703
JBMP	Z	-2,001*	-,583	-2,078*	-0,598

p*<0,05; p**<0,01; p***<0,001. MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. TARED60: tiempo de aceleración rotación externa brazo dominante a 60°/s. TAREND60: tiempo de aceleración rotación externa brazo no dominante a 60°/s. TARID60: tiempo de aceleración rotación interna brazo dominante a 60°/s. TARIND60: tiempo de aceleración rotación interna brazo no dominante a 60°/s. TARED180: tiempo de aceleración rotación externa brazo dominante a 180°/s. TAREND180: tiempo de aceleración rotación externa brazo no dominante a 180°/s. TARID180: tiempo de aceleración rotación interna brazo dominante a 180°/s. TARIND180: tiempo de aceleración rotación interna brazo no dominante a 180°/s

La Tabla 53 nos muestra las diferencias existentes entre las variables del tiempo de aceleración en función del tipo de rotación. Existen diferencias estadísticamente significativas en todas las variables del grupo de las MDNL. En el grupo de los HDNL existen diferencias estadísticamente significativas en las variables tiempo de aceleración en el brazo dominante a 60°/s de velocidad angular y tiempo de aceleración en el brazo no dominante a 180°/s de velocidad angular. En el grupo de los JBMP solo existen diferencias estadísticamente significativas en la variable tiempo de aceleración en el brazo no dominante a 180°/s de velocidad angular.

Tabla 53. Prueba post-hoc Wilcoxon para muestras apareadas de la variable tiempo de aceleración en función del tipo de rotación

Grupo		TARID60	TARIND60	TARID180	TARIND180
		TARED60	TAREND60	TARED180	TAREND180
MDNL	Z	-2,145*	-2,467*	-2,808**	-4,352***
HDNL	Z	-2,832**	-1,307	-0,258	-3,509***
JBMP	Z	0,694	0,208	0,148	0,007**

p* < 0,05; p** < 0,01; p*** < 0,001. MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. TARED60: tiempo de aceleración rotación externa brazo dominante a 60°/s. TAREND60: tiempo de aceleración rotación externa brazo no dominante a 60°/s. TARID60: tiempo de aceleración rotación interna brazo dominante a 60°/s. TARIND60: tiempo de aceleración rotación interna brazo no dominante a 60°/s. TARED180: tiempo de aceleración rotación externa brazo dominante a 180°/s. TAREND180: tiempo de aceleración rotación externa brazo no dominante a 180°/s. TARID180: tiempo de aceleración rotación interna brazo dominante a 180°/s. TARIND180: tiempo de aceleración rotación interna brazo no dominante a 180°/s

4.2.10 Análisis de la variable tiempo momento máximo

4.2.10.1 Contraste de grupos de la variable tiempo momento máximo

La Tabla 54 nos muestra los datos estadísticos más relevantes de la variable tiempo momento máximo de la muestra en función de los distintos grupos de estudio. La prueba de contraste global entre los tres grupos muestra la existencia de diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,01$) en todas las variables medidas a una velocidad de 180°/s.

Tabla 54. Resultados descriptivos y contraste global entre los tres grupos de la muestra de la variable tiempo momento máximo

	MDNL		HDNL		JBMP		p
	Media (ms)	Desviación típica	Media (ms)	Desviación típica	Media (ms)	Desviación típica	
TMMRED60	362,14	±304,31	274,57	±210,88	296,40	±245,66	0,209 ^K
TMMREND60	398,97	±390,24	270,89	±169,00	257,31	±139,10	0,504 ^K
TMMRID60	518,57	±378,68	565,14	±241,08	511,15	±251,02	0,613 ^A
TMMRIND60	601,66	±385,93	580,61	±312,54	583,08	±281,99	0,957 ^A
TMMRED180	487,04	±324,58	296,46	±227,01	272,40	±185,28	0,018 ^K
TMMREND180	505,17	±300,23	310,86	±241,89	299,62	±233,01	0,012 ^K
TMMRID180	432,50	±205,62	272,75	±137,41	225,00	±132,28	0,001 ^K
TMMRIND180	485,52	±218,10	259,29	±120,17	235,77	±121,40	0,001 ^K

MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. ^K Prueba Kruskal-Wallis. ^A Prueba ANOVA. TMMRED60: tiempo momento máximo rotación externa brazo dominante a 60°/s. TMMREND60: tiempo momento máximo rotación externa brazo no dominante a 60°/s. TMMRID60: tiempo momento máximo rotación interna brazo dominante a 60°/s. TMMRIND60: tiempo momento máximo rotación interna brazo no dominante a 60°/s. TMMRED180: tiempo momento máximo rotación externa brazo dominante a 180°/s. TMMREND180: tiempo momento máximo rotación externa brazo no dominante a 180°/s. TMMRID180: tiempo momento máximo rotación interna brazo dominante a 180°/s. TMMRIND180: tiempo momento máximo rotación interna brazo no dominante a 180°/s.

Se ha realizado la prueba post hoc de las variables que mostraron significación en la prueba de contraste global, con el fin de identificar entre qué tipo de muestras existen diferencias significativas (Tabla 55). Las MDNL muestran diferencias ($p < 0,05$) tanto con los HDNL como con JBMP en todas las variables analizadas. Por otro lado, los HDNL muestran valores superiores significativos ($p < 0,01$) con los JBMP solo en la variable TMMRID180.

Tabla 55. Diferencias de las medias y nivel de significación de la prueba post-hoc para muestras independientes de la variable tiempo momento máximo

	MDNL-HDNL		MDNL-JBMP		HDNL-JBMP	
	Media de la diferencia (ms)	P	Media de la diferencia (ms)	P	Media de la diferencia (ms)	P
TMMRED180	190,58	0,005 ^U	214,64	0,052 ^U	24,06	0,691 ^U
TMMREND180	194,32	0,004 ^U	205,56	0,022 ^U	11,24	0,862 ^U
TMMRID180	159,75	0,000 ^U	207,50	0,000 ^U	47,75	0,005 ^U
TMMRIND180	226,23	0,000 ^U	249,75	0,000 ^U	23,52	0,194 ^U

MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. ^U Prueba U de Whitney. TMMRED180: tiempo momento máximo rotación externa brazo dominante a 180°/s. TMMREND180: tiempo momento máximo rotación externa brazo no dominante a 180°/s. TMMRID180: tiempo momento máximo rotación interna brazo dominante a 180°/s. TMMRIND180: tiempo momento máximo rotación interna brazo no dominante a 180°/s

4.2.10.2 Contraste de variables del tiempo momento máximo

La Tabla 56 nos muestra las diferencias existentes entre las variables del tiempo del momento máximo en función de la velocidad angular (60°/s y 180°/s). Existen diferencias estadísticamente significativas en la variable TMMRED en el grupo de las MDNL y en las variables TMMRID y TMMRIND de los grupos de los HDNL y de los

JBMP. En el caso de los HDNL y los JBMP a mayor velocidad angular se reduce el tiempo del momento máximo.

Tabla 56. Prueba post-hoc Wilcoxon para muestras apareadas de la variable tiempo del momento máximo en función de la velocidad del test (60°/s y 180°/s)

Grupo		TMMRED180	TMMREND180	TMMRID180	TMMRIND180
		TMMRED60	TMMREND60	TMMRID60	TMMRIND60
MDNL	Z	-2,043*	-1,590	-1,009	-1,103
HDNL	Z	-0,224	-0,507	-6,441***	-6,201***
JBMP	Z	-0,443	-0,368	-3,925***	-4,280***

p* < 0,05; p*** < 0,001. MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. TMMRED60: tiempo momento máximo rotación externa brazo dominante a 60°/s. TMMREND60: tiempo momento máximo rotación externa brazo no dominante a 60°/s. TMMRID60: tiempo momento máximo rotación interna brazo dominante a 60°/s. TMMRIND60: tiempo momento máximo rotación interna brazo no dominante a 60°/s. TMMRED180: tiempo momento máximo rotación externa brazo dominante a 180°/s. TMMREND180: tiempo momento máximo rotación externa brazo no dominante a 180°/s. TMMRID180: tiempo momento máximo rotación interna brazo dominante a 180°/s. TMMRIND180: tiempo momento máximo rotación interna brazo no dominante a 180°/s

La Tabla 57 nos muestra las diferencias existentes entre las variables del tiempo del momento máximo en función de la dominancia lateral. No existen diferencias estadísticamente significativas en ninguna variable.

Tabla 57. Prueba post-hoc Wilcoxon para muestras apareadas de la variable tiempo del momento máximo en función de la dominancia lateral

Grupo		TMMREND60	TMMRIND60	TMMREND180	TMMRIND180
		TMMRED60	TMMRID60	TMMRED180	TMMRID180
MDNL	Z	-0,706	-1,646	-0,178	-0,734
HDNL	Z	-0,070	-0,390	-0,336	-0,526
JBMP	Z	-0,186	-0,969	-0,243	-1,287

MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. TMMRED60: tiempo momento máximo rotación externa brazo dominante a 60°/s. TMMREND60: tiempo momento máximo rotación externa brazo no dominante a 60°/s. TMMRID60: tiempo momento máximo rotación interna brazo dominante a 60°/s. TMMRIND60: tiempo momento máximo rotación interna brazo no dominante a 60°/s. TMMRED180: tiempo momento máximo rotación externa brazo dominante a 180°/s. TMMREND180: tiempo momento máximo rotación externa brazo no dominante a 180°/s. TMMRID180: tiempo momento máximo rotación interna brazo dominante a 180°/s. TMMRIND180: tiempo momento máximo rotación interna brazo no dominante a 180°/s

La Tabla 58 nos muestra las diferencias existentes entre las variables del tiempo del momento máximo en función del tipo de rotación. Existen diferencias estadísticamente significativas en todas las variables y en todos los grupos cuando el test se realiza a 60°/s de velocidad angular. Se observa que el tiempo del momento máximo es mayor en el movimiento de rotación interna.

Tabla 58. Prueba post-hoc Wilcoxon para muestras apareadas de la variable tiempo del momento máximo en función del tipo de rotación

Grupo		TMMRID60 TMMRED60	TMMRIND60 TMMREND60	TMMRID180 TMMRED180	TMMRIND180 TMMREND180
MDNL	Z	-2,107*	-2,619**	-0,793	-0,444
HDNL	Z	-5,616***	-5,804***	-0,086	-0,602
JBMP	Z	-3,283***	-4,027***	-0,868	-0,216

p* < 0,05; p** < 0,01; p*** < 0,001. MDNL: mujeres deportistas no lanzamiento. HDNL: hombres deportistas no lanzamiento. JBMP: jugadores de balonmano playa. TMMRED60: tiempo momento máximo rotación externa brazo dominante a 60°/s. TMMREND60: tiempo momento máximo rotación externa brazo no dominante a 60°/s. TMMRID60: tiempo momento máximo rotación interna brazo dominante a 60°/s. TMMRIND60: tiempo momento máximo rotación interna brazo no dominante a 60°/s. TMMRED180: tiempo momento máximo rotación externa brazo dominante a 180°/s. TMMREND180: tiempo momento máximo rotación externa brazo no dominante a 180°/s. TMMRID180: tiempo momento máximo rotación interna brazo dominante a 180°/s. TMMRIND180: tiempo momento máximo rotación interna brazo no dominante a 180°/s

4.3 RESULTADOS DE LAS CORRELACIONES ENTRE LAS VARIABLES ANTROPOMÉTRICAS E ISOCINÉTICAS

4.3.1 Multivariable momento máximo rotación interna a 60°/s

Tras ajustar progresivamente por edad, peso, talla, índice de masa corporal (IMC), envergadura, longitud del brazo y materia grasa la Tabla 59 muestra las relaciones existentes entre la variable momento máximo de rotación interna a 60°/s y las variables antropométricas más influyentes en la fuerza. Las variables antropométricas que tienen influencia sobre la rotación interna a 60°/s de velocidad angular son el índice de masa corporal y la envergadura. A mayor índice de masa corporal y envergadura, se alcanzan mayores valores en la variable rotación interna a 60°. Las relaciones son mayores en el grupo de las MDNL con diferencias estadísticamente significativas. Las relaciones son menores en el grupo de los JBMP si lo comparamos con el grupo de los HDNL pero las diferencias no son estadísticamente significativas.

Tabla 59. Multivariante de la variable momento máximo rotación interna a 60°/s

Parámetro	B	Intervalo de confianza de Wald 95%		Contraste de hipótesis
		Inferior	Superior	Sig.
Grupo*	0			
MDNL	-15,074	-23,309	-6,840	0,000
HDNL	-3,494	-7,760	0,773	0,109
Índice masa corporal	0,421	0,199	0,643	,000
Envergadura (cm)	1,148	0,420	1,877	,002

MDNL: mujeres de deportes de no lanzamiento. HDNL: hombres de deportes de no lanzamiento.

*Control: JBMP.

4.3.2 Multivariable momento máximo rotación interna a 180°/s

Tras ajustar progresivamente por edad, peso, talla, índice de masa corporal (IMC), envergadura, longitud del brazo y materia grasa la Tabla 60 muestra las relaciones existentes entre la variable momento máximo de rotación interna a 180°/s y las variables antropométricas más influyentes en la fuerza. La variable antropométrica que tienen influencia sobre la rotación interna a 180°/s de velocidad angular es la envergadura. A mayor envergadura, se alcanzan mayores valores en la variable rotación interna a 180°. Las relaciones son mayores en el grupo de las MDNL con diferencias estadísticamente significativas. De la misma forma, las relaciones son mayores en el grupo de los HDNL si lo comparamos con el grupo de los JBMP con diferencias estadísticamente significativas.

Tabla 60. Multivariante de la variable momento máximo rotación interna a 180°/s

Parámetro	B	Intervalo de confianza de Wald 95%		Contraste de hipótesis
		Inferior	Superior	Sig.
Grupo*	0			
MDNL	-20,177	-26,692	-13,661	0,000
HDNL	-4,891	-8,929	-0,854	0,018
Envergadura (cm)	0,283	0,073	0,494	0,008

MDNL: mujeres de deportes de no lanzamiento. HDNL: hombres de deportes de no lanzamiento.

*Control: JBMP.



DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS

5 DISCUSIÓN DE LOS RESULTADOS

5.1 VARIABLES ANTROPOMÉTRICAS

Los datos antropométricos de las MDNL muestran diferencias significativas con los grupos de hombres, tal y como era de esperar, pues las mujeres muestran valores menores a los hombres en las comparaciones antropométricas⁽¹³⁷⁾. En cuanto a la comparación entre los datos de los dos grupos de hombres, los JBMP muestran valores significativamente superiores en la talla, el peso y la longitud de brazo que los HDNL, estas diferencias parecen lógicas si tenemos en cuenta que se trata de atletas de élite respecto a atletas universitarios.

En el análisis detallado entre los JBMP y los HDNL se hallaron valores inferiores estadísticamente significativos en los HDNL en las variables antropométricas talla, peso y longitud del brazo. En el resto de variables antropométricas (envergadura, IMC y porcentaje de masa grasa) los valores medios fueron inferiores pero la diferencia no era significativa.

Centrando la atención sobre el grupo de JBMP los datos registrados no pueden ser comparados con otros estudios, pues en la revisión realizada no se han encontrado investigaciones que analicen esta población de deportistas, si bien se han encontrado diferentes datos en trabajos realizados con jugadores de balonmano pista.

La altura media de los JBMP de nuestro estudio, 181.3 cm, es similar a la altura media registrada por Granados⁽¹³⁷⁾ de 183.8 cm en jugadores de balonmano españoles

de categoría nacional, por Baltaci⁽⁹²⁾ de 182.8 cm en jugadores de élite turcos, por Bayios⁽⁸²⁾ de 181.3 cm en jugadores de élite griegos, por Marques⁽¹³⁸⁾ de 184.4 cm en jugadores de élite portugueses, y a la registrada por Dauty⁽⁶⁹⁾ de 183.0 cm en jugadores categoría nacional francesa. Sin embargo, la altura media hallada en nuestro trabajo es superior a la registrada por Souza⁽¹³⁹⁾ de 176.7 cm en jugadores americanos, por Bayios⁽⁸²⁾ de 178.6 cm en jugadores griegos de categoría nacional, y por Zapartidis⁽⁷⁸⁾ de 168.0 cm en jugadores griegos. Al contrario, fue algo inferior a la de los de los grupos de jugadores brasileños de élite indicado por Andrade en dos investigaciones^(1,81), 186.3 y 186.4 cm respectivamente, a la de los estadounidenses de categoría nacional del trabajo de Fleck⁽⁹⁴⁾, 187.8 cm, a la de los jugadores de balonmano españoles de élite del estudio de Granados⁽¹³⁷⁾, 188.7 cm, y a la de los españoles de élite del estudio de Pardo⁽¹⁴⁰⁾, 190.7 cm.

El peso medio de los JBMP de nuestro estudio de 83.3 kg es muy similar al peso medio de los jugadores de balonmano españoles de categoría nacional del estudio de Granados⁽¹³⁷⁾, 82.4 kg, a la de los turcos de élite del trabajo de Baltaci⁽⁹²⁾, 85.1 kg, a la de los dos grupos de griegos (categoría élite y nacional) del estudio de Bayios⁽⁸²⁾, 83.1 kg y 85.1 kg respectivamente, a la de los estadounidenses de categoría nacional del trabajo de Fleck⁽⁹⁴⁾, 83.4 kg, a la de los portugueses de élite del estudio de Marques⁽¹³⁸⁾, 82.5 kg, y a la de los franceses de categoría nacional de la investigación de Dauty⁽⁶⁹⁾, 80.3 kg. Sin embargo, el citado peso medio hallado en nuestro trabajo fue algo superior a la de los jugadores americanos de la investigación de Souza⁽¹³⁹⁾, 74.5 kg, y muy superior a la media de los griegos del trabajo de Zapartidis⁽⁷⁸⁾, 62.3 kg. Al contrario, fue

algo inferior a la de los jugadores brasileños de élite de Andrade^(1,81), 92.2 y 92.7 kg respectivamente, a la de los jugadores de balonmano españoles de élite del estudio de Granados⁽¹³⁷⁾, 95.2 kg, y a la de los españoles de élite del estudio de Pardo⁽¹⁴⁰⁾, 97.6 kg.

La envergadura media de los JBMP de este trabajo es 182.8 cm. De los artículos de jugadores de balonmano tratados en esta investigación solo dos hacían referencia a la citada variable antropométrica. Souza⁽¹³⁹⁾ hayó en una muestra de jugadores americanos de balonmano una envergadura media de 180.3 cm, similar a los JBMP de nuestro estudio, y Pardo⁽¹⁴⁰⁾ encontró en jugadores españoles de balonmano de élite una envergadura media de 196.5 cm. Esta media es bastante superior a los JBMP de esta investigación.

El porcentaje de masa grasa medio de los JBMP de nuestra investigación fue de 14.6%, casi igual que la media de los jugadores de balonmano americanos de la investigación de Souza⁽¹³⁹⁾, 14.5%, casi un punto porcentual superior que la de los jugadores de balonmano españoles de élite del estudio de Granados⁽¹³⁷⁾, 13.8%, y tres puntos porcentuales superior al mismo estudio de Granados⁽¹³⁷⁾, 11.6%, pero en este caso la categoría de los jugadores de balonmano era la de nacional.

La mayoría de los estudios isocinéticos revisados en este trabajo han tenido como objetivo valorar a deportistas de lanzamiento y golpeo realizado con el miembro superior en deportes asimétricos. La altura media de los citados estudios son muy similares a la altura media de los JBMP de nuestra investigación: jugadores de voleibol franceses de nivel internacional: 178 cm⁽⁶⁷⁾, tenistas franceses de nivel nacional: 179 cm⁽⁷⁾, tenistas franceses: 174 cm⁽¹⁶⁾, jugadores de béisbol franceses: 183 cm⁽¹⁶⁾,

jugadores holandeses de bádminton de élite: 184 cm⁽⁹³⁾. La única diferencia abultada la encontramos en un grupo de jugadores alemanes de voleibol de élite que tenían una media de 199 cm⁽⁶⁾.

Existen grandes diferencias entre el peso medio de los JBMP de nuestra investigación y el peso medio de las muestras de los citados deportistas de lanzamiento y golpeo: jugadores de voleibol franceses de nivel internacional 75 kg⁽⁶⁷⁾, jugadores alemanes de élite de voleibol 90 kg⁽⁶⁾, tenistas franceses hombres de nivel nacional 72 kg⁽⁷⁾, jugadores profesionales estadounidenses de béisbol 89 kg⁽⁸⁹⁾, atletas de lanzamiento belgas 75 kg⁽⁷⁵⁾, tenistas franceses 70 kg⁽¹⁶⁾, jugadores de béisbol franceses 78 kg⁽¹⁶⁾ y jugadores holandeses de bádminton de élite 78 kg⁽⁹³⁾.

Los otros dos grupos de nuestra muestra tienen unas características muy peculiares ya que los integrantes provienen de diferentes deportes. Por esta razón, no se han encontrado ningún grupo de características similares al que se les hubiese realizado una valoración antropométrica similar a la de este estudio. Por lo tanto, la discusión se ha basado en valoraciones isocinéticas en las que se estudiaban grupos de deportes de lanzamiento.

La media de la altura de las MDNL de nuestra investigación fue de 164.2 cm, 7.4 cm más bajas de media que el grupo de mujeres no entrenadas del estudio de Mayer⁽¹⁰⁷⁾, 172.8 cm; 1.4 cm más bajas que el grupo que Egret⁽⁸⁰⁾ denomina de mujeres no deportistas, 165.6 cm; y 0.7 cm más altas que el grupo de control del estudio de Andrade⁽¹⁾, 163.5 cm.

El peso medio de la MDNL de nuestro estudio fue de 58.2 kg, 2.6 kg menor que el peso medio del grupo de mujeres no entrenadas del estudio de Mayer⁽¹⁰⁷⁾, 60.8 kg; 1.2 kg mayor que el peso medio del grupo que Egret⁽⁸⁰⁾ denomina de mujeres no deportistas, 57.0 kg; y 3.0 kg menor que el peso medio del grupo de control del estudio de Andrade⁽¹⁾, 61.2 kg.

La media de la altura de los HDNL de nuestra investigación fue de 176.3 cm que comparada con sujetos sedentarios y con deportistas que no practican deportes de lanzamiento asimétricos muestra datos muy parecidos: hombres sedentarios 180.0 cm⁽¹²⁶⁾, 179.2 cm⁽¹⁶⁾, 176.2 cm⁽⁸¹⁾ y 181.5 cm⁽¹⁰⁷⁾; corredores 177.1 cm⁽¹⁶⁾.

El peso medio de los HDNL de nuestra investigación obtuvimos 74.3 kg que si las comparamos con sujetos sedentarios encontramos resultados muy parecidos: hombres sedentarios 76.2 kg^(16,126), 76.4 kg⁽⁸¹⁾ y 72.3 kg⁽¹⁰⁷⁾. La lógica diferencia la encontramos en corredores franceses que tenían un peso medio de 68.1 kg⁽¹⁶⁾.

Del resto de variables antropométricas no se encontraron referencias en los artículos estudiados o en dichos artículos no se reseñaba ningún dato antropométrico o no diferenciaban los datos por sexo, tipo de deporte practicado, etc.

5.2 VARIABLES ISOCINÉTICAS

5.2.1 Variable ángulo del momento máximo

5.2.1.1 Discusión de los resultados del contraste entre grupos de la variable ángulo del momento máximo

Los resultados de nuestro estudio solo muestran diferencias significativas entre los HDNL y las MDNL, y entre los JBMP y las MDNL en la variable AMMRID180 tanto en la extremidad dominante como en la no dominante. En el test realizado a 60°/s de velocidad angular no se encontraron diferencias entre los tres grupos de estudio. Estos resultados coinciden con los de Mayer⁽¹⁰⁷⁾ que en un estudio de sujetos no entrenados no encuentra diferencias entre hombres y mujeres en la media del ángulo del momento máximo. Mayer⁽¹⁰⁷⁾ no indica la velocidad angular de medida del ángulo (realiza mediciones a 60°/s, 180°/s, 240°/s y 300°/s) pero se sobreentiende que lo hace a 60°/s puesto que coge los mayores momentos máximos para sacar las medias de los ángulos del momento máximo (los mayores momentos máximos siempre se encuentran a menores velocidades angulares). En el movimiento de rotación interna a 60°/s de velocidad el ángulo en el momento máximo oscila entre los 53° y los 60°, tanto en la extremidad dominante como en la no dominante. Mayer⁽¹⁰⁷⁾ haya valores entre los 69° y 79°. En el movimiento de rotación externa el ángulo oscila entre los 14° y los 20°, también, en ambas dominancias. Mayer⁽¹⁰⁷⁾ encuentra valores entre los 29° y los 32°. En todos los casos los valores medios indican una normalidad en los hombros de los

deportistas estudiados ya que como indica Hill⁽¹⁴¹⁾ los ángulos de los momentos máximos próximos al comienzo del movimiento indican una extremidad normal y sin riesgo aparente de lesión.

A 180°/s de velocidad el ángulo tanto en la extremidad dominante como en la no dominante en el movimiento de rotación externa oscila entre los 36° y los 59°. A la misma velocidad angular el movimiento de rotación interna tiene un margen de 29°-37° en el ángulo del momento máximo en las MDNL y de 54°-60° en los HDNL y en los JBMP. No varían los ángulos de los momentos máximos dependiendo de la extremidad dominante o no dominante. Sí que se muestra que a medida que aumenta la velocidad angular aumenta también el rango en el que se sitúan los valores de los ángulos de los momentos máximos.

Nuestros resultados no coinciden con los de Brughelli⁽¹⁴²⁾ que realizó un estudio en el que comparaba el ángulo del momento máximo de ciclistas y jugadores de fútbol australiano. Encontró diferencias significativas tanto en el ángulo del momento máximo de flexión como en el de extensión. Entre las razones que podríamos considerar para la no coincidencia de los resultados sería que no se estudia la misma articulación, en el estudio de Brughelli⁽¹⁴²⁾ es la rodilla en lugar del complejo articular del hombro, y que uno de los grupos de estudio realiza un deporte del tren inferior de movimiento cíclico, el ciclismo. Lo que sí coincide con nuestro estudio es que los ángulos de los momentos máximos se producen en el primer tercio de la curva. El ángulo del momento máximo de los jugadores de fútbol australiano se produce a los 70,8° en la extensión y los 26,6° en la flexión. En el caso de los ciclistas la extensión se produce a los 66,6° y la flexión a

los 32,3°. Este último aspecto es muy importante en la prevención de lesiones puesto que los ángulos del momento máximo que no se produjesen en el primer tercio de la curva podrían indicar riesgo potencial de lesión⁽¹⁴²⁾.

Cabe indicar que a pesar de los beneficios que podría conllevar la valoración del ángulo del momento máximo existen algunos inconvenientes en cuanto a fiabilidad de esta medición⁽¹⁴³⁾.

5.2.1.2 Discusión de los resultados del contraste entre variables del ángulo del momento máximo

Se tiene que indicar que durante la búsqueda bibliográfica realizada sobre valoraciones isocinéticas el único estudio encontrado en el que se valoraba el ángulo del momento máximo del complejo articular del hombro es el Mayer⁽¹⁰⁷⁾. Sin embargo, la comparación que realizaba era exclusivamente sobre el ángulo del momento máximo entre hombres y mujeres, y no sobre cómo podía influir la velocidad angular, el tipo de rotación o la dominancia lateral. Los estudios de Hill⁽¹⁴¹⁾ y de Brughelli⁽¹⁴²⁾ se realizaron sobre la articulación de la rodilla y tampoco valoraron la velocidad angular, el tipo de rotación o la dominancia lateral. Por lo tanto, no podemos hacer comparaciones con otros estudios.

Los resultados de nuestro estudio muestran que en las MDNL existen diferencias significativas en todas las variables relacionadas con el ángulo del momento máximo si se comparan las dos velocidades utilizadas en esta investigación. En los HDNL y en los

JBMP las diferencias significativas solo se producen en el movimiento de rotación externa. A mayor velocidad angular se alcanza más tarde el ángulo del momento máximo. Los HDNL y los JBMP reducen las diferencias en cuanto a la velocidad angular solo en la rotación interna. Esto podría deberse al existir una mejor adaptación neuronal a la velocidad del movimiento debida al entrenamiento global y no al tipo de acción según los diferentes deportes.

En la comparación entre las dominancias laterales de la variable ángulo del momento máximo se observó que no existen diferencias estadísticamente significativas entre las variables a excepción de la variable AMMRI a 60°/s de velocidad angular en el grupo de las MDNL. Esto se justifica por las palancas que forman los brazos en el movimiento de rotación para producir la fuerza. El brazo de palanca a través del cual una fuerza produce un momento es la perpendicular a la línea de acción de la fuerza y el brazo de palanca de la resistencia es siempre horizontal. El momento debido a la resistencia es el producto de esta resistencia por la distancia horizontal al punto de apoyo de la palanca⁽¹⁴⁴⁾. Por lo tanto, el momento máximo de una repetición lo marcará principalmente la distancia de la resistencia al punto de apoyo e independientemente de la fuerza en newtons que pueda producir un brazo, el ángulo del momento máximo debería ser parecido en los dos brazos puesto que el agarre del dinamómetro isocinético impide mover el brazo durante el test.

En la comparación entre los movimientos de rotación externa e interna de la variable ángulo del momento máximo se observó que existen diferencias estadísticamente significativas en todas las variables de todos los grupos. Se alcanza

antes el ángulo del momento máximo en la rotación externa a excepción del test a 180°/s del grupo de las MDNL. Esto podría ser debido a una mayor capacidad de los rotadores internos a mantener el momento de fuerza, lo que unido al aumento de la distancia al punto de apoyo retrasaría el ángulo del momento máximo. Este aumento del momento de fuerza se encuentra en el primer tercio de la curva⁽¹⁴¹⁾ en donde la distancia de la resistencia al punto de apoyo es de las mayores de la curva⁽¹⁴⁴⁾.

5.2.2 Variable índice de fatiga

5.2.2.1 Discusión del contraste entre grupos de la variable índice de fatiga

En el análisis general entre los diferentes grupos de estudio no se hallaron diferencias estadísticamente significativas en la mayoría de las variables relacionadas con el índice de fatiga de los músculos que intervienen en la rotación del hombro. La única excepción se produce entre el grupo de MDNL y los HDNL en la variable FRIND180.

Los resultados de la mayoría de los artículos revisados en esta investigación sobre valoraciones isocinéticas que tratan el índice de fatiga concuerdan con los resultados hallados en nuestra investigación. En todos los estudios tratados no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos y en la mayoría

de ellos los valores fueron muy dispersos. De la misma manera, no se encontraron tendencias significativas a favor de ninguno de los grupos de estudio.

En la línea anteriormente comentada, Batalha⁽⁸³⁾ comparó los resultados de un grupo de 60 nadadores jóvenes y de un grupo control de 60 sujetos sedentarios. Batalha⁽⁸³⁾ no encontró diferencias significativas en cuanto al índice de fatiga y halló valores muy dispersos en ambos grupos. La actividad del grupo de los nadadores se puede considerar alta (6 sesiones a la semana de 120 minutos por sesión).

En un estudio de jugadores de élite de tenis, Julienne⁽⁷⁾ no encontró diferencias en la fatiga de los músculos que intervienen en la rotación del hombro entre el brazo dominante y el no dominante. Indicó que aunque practicar tenis induce a un aumento de los momentos máximos no parece provocar diferencias en la fatiga muscular. Los tenistas del estudio tenían entre 10 y 15 años de experiencia y entrenaban entre 5 y 10 horas a la semana. Estos datos son coherentes con los de nuestros estudios porque parecen indicar que los tipos de deportes no influyen en la fatiga muscular.

Uzun⁽¹⁴⁵⁾ tampoco encontró diferencias significativas entre los índices de fatiga en una valoración isométrica entre 19 luchadores de élite y 19 sujetos sedentarios. En este caso, aunque el tipo de valoración es diferente, isocinética vs. isométrica, los resultados concuerdan con los de nuestro estudio.

Kotzamanidou⁽¹⁴⁶⁾ observó mayor capacidad en la recuperación en el índice de fatiga en niños prepúberes comparándolos con un grupo de adultos de edades comprendidas entre los 22 y 26 años. La recuperación fue mayor en los niños en cuanto a la musculatura agonista y no existieron diferencias en cuanto a la musculatura

antagonista. Según Kotzamanidou podría atribuirse, en parte, a factores neuronales. El estudio de Kotzamanidou también puede ser coherente con nuestro estudio puesto que evidencia diferencias por el factor edad. Nuestra muestra estaba comprendida entre los 19 y los 30 años y esa podría ser la razón de haber hallado valores tan dispersos dentro de cada subgrupo.

Como conclusión se podría decir que este test de valoración isocinética no es útil para hallar las diferencias entre grupos de deportes específicos y no específicos en relación a la fatiga muscular.

5.2.2.2 Discusión del contraste entre variables del índice de fatiga

Se tiene que indicar que durante la búsqueda bibliográfica realizada sobre valoraciones isocinéticas en la acción concéntrica solo se encontraron seis artículos que realizasen una investigación en el complejo articular del hombro y que valorasen el índice de fatiga^(63,83,87,89,124,145) pero en ninguno de ellos se comparaban las velocidades de los test. En el único que se comparaba el tipo de rotación era en el Mullaney⁽¹²⁴⁾ y en el de Ellenbecker^(87,89) se comparaba el tipo de rotación y la dominancia en una muestra de tenistas de élite.

Si se comparan las dos velocidades de los test de nuestro estudio, los resultados muestran que existen diferencias estadísticamente significativas en la rotación interna del brazo no dominante de los HDNL, a mayor velocidad menor índice de fatiga.

También existen diferencias estadísticamente significativas en la rotación externa, a mayor velocidad mayor índice de fatiga, e interna, a mayor velocidad menor índice de fatiga, del brazo dominante del grupo de los JBMP.

En la comparación de las dominancias laterales se puede ver que solo existen diferencias estadísticamente significativas en la rotación externa en el grupo de los HDNL en la velocidad lenta, mayor índice de fatiga en el brazo no dominante. Estos resultados concuerdan con el estudio de Ellenbecker⁽⁸⁷⁾ en donde tampoco se encuentran diferencias significativas entre la fatiga del brazo dominante si se compara con el brazo no dominante. Esta circunstancia podría estar relacionada con la variable de la dominancia del ángulo del momento máximo. Al existir las mismas palancas en los dos brazos y viendo que en los índices fatiga en relación a la dominancia lateral no existen diferencias significativas, los ángulos de los momentos máximos deberían ser muy similares, independientemente de la dominancia lateral.

En la comparación del tipo de rotación se comprobó que existían diferencias estadísticamente significativas en los grupos de los HDNL y de los JBMP a excepción de la variable del brazo dominante a velocidad lenta en este último grupo. Los rotadores internos tienen menores índices de fatiga. Estos resultados son coherentes con los de Ellenbecker⁽⁸⁷⁾ que en un estudio de tenistas comparó la fatiga de los rotadores en un test a una velocidad de 300°/s. Sin embargo, nuestro estudio no concuerda con los resultados de Mullaney⁽¹²⁴⁾ en los que no encuentra diferencias significativas en la fatiga entre los músculos rotadores externos e internos. La diferencia con nuestro estudio podría estar en que Mullaney⁽¹²⁴⁾ realizó el test a una velocidad de 120° y en nuestra

investigación, al igual que en el Ellebecker⁽⁸⁷⁾, las mayores diferencias se encontraban a velocidades altas.

5.2.3 Variable momento máximo

5.2.3.1 Discusión del contraste entre grupos de la variable momento máximo

En el análisis general entre los diferentes grupos de estudio se hallaron diferencias estadísticamente significativas en todas las variables relacionadas con los momentos máximos de fuerza de los músculos que intervienen en la rotación del hombro. En la misma línea, en el análisis detallado se encontraron diferencias estadísticamente significativas en todas las variables de los momentos máximos estudiados entre los HDNL y las MDNL a favor de los HDNL, y entre los JBMP y las MDNL a favor de los JBMP. De la misma forma, los momentos máximos del grupo de los JBMP son mayores que los del grupo de los HDNL, y se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos en las siguientes variables: MMREND60, MMRID60, MMRED180, MMRID180 y MMRIND180.

En cuanto a las diferencias existentes entre los valores de los momentos máximos de los sujetos que practican deportes de lanzamiento y de los que practican otros tipos de deportes, los resultados de la mayoría de los artículos estudiados coinciden con los resultados hallados en nuestro estudio.

Las mayores similitudes de los resultados de nuestro estudio en cuanto a los momentos máximos de fuerza se encuentran a altas velocidades y en el brazo dominante. Las diferencias son significativas y los valores son mayores en los JBMP y coincide con la mayoría de los artículos estudiados, en donde se comparaban deportistas de lanzamiento de las extremidades superiores con otros tipos de deportistas. En este sentido, las mayores velocidades isocinéticas tendrían mayor equiparación, aunque siempre son inferiores, con las velocidades de los lanzamientos de los JBMP. Por esta razón, creemos que las diferencias serían mayores entre los diferentes tipos de deportistas a medida que aumentasen las velocidades.

También se debe resaltar que la tendencia de mayores valores de los momentos máximos se encuentran en los JBMP, lo cual nos hace entender que los resultados de nuestro estudio podrían ser similares al del resto de investigaciones. Tal vez las diferencias podrían encontrar una justificación en las horas de entrenamientos totales. En la mayoría de los estudios encontrados se trataba de deportistas profesionales en las que las horas de entrenamiento semanales eran bastante superiores que las de los JBMP de nuestra investigación.

Comenzando con una observación pormenorizada de los diferentes estudios que trataron los momentos máximos de fuerza, Nofal⁽⁹⁰⁾ encontró diferencias significativas entre deportistas lanzadores y no lanzadores, a favor de los primeros, en el momento máximo de rotación interna del brazo dominante, y no encontró diferencias en el resto de momentos máximos estudiados: rotación interna del brazo no dominante, rotación externa del brazo dominante y rotación externa del brazo no dominante. La

investigación de Nofal⁽⁹⁰⁾ refuerza nuestra posición en cuanto a que a mayor velocidad isocinética aumentan las diferencias entre los lanzadores y los no lanzadores ya que en su estudio la velocidad utilizada fue de 300°/s.

Codine⁽¹⁶⁾ comparó cuatro grupos (sedentarios, corredores, tenistas y jugadores de béisbol) y solo halló diferencias significativas en el momento máximo de fuerza en los rotadores internos del miembro dominante a favor de los jugadores de béisbol en la velocidad isocinética de 300°/s. Codine, para este estudio, realizó valoraciones a 60°/s, 180°/s y 300°/s de velocidad isocinética. En este sentido, se siguen mostrando, al igual que en nuestro estudio, que las diferencias son mayores y significativas a medida que aumenta la velocidad isocinética.

Julienne⁽⁷⁾, explorando los efectos del tenis de élite, halló diferencias significativas en los tenistas comparándolos con deportistas que no practicaban deportes en los que el “miembro superior no tuviese una participación de alto nivel” en el momento máximo de los rotadores internos en el miembro dominante y no halló diferencias en el resto de variables. En el caso de este estudio, las diferencias se mantienen en todas las velocidades estudiadas: 60°/s, 180°/s y 300°/s.

Gozlan⁽⁶⁵⁾ halló diferencias significativas tanto en la rotación interna como en la rotación externa en la comparación de equipos de hombres de voleibol y tenis, y voleibol y natación, siempre a favor de los grupos de voleibol. Entre los grupos de hombres de natación y tenis no halló diferencias significativas. Tampoco halló diferencias significativas entre los grupos de mujeres de natación y tenis. En este estudio de Gozlan podrían encontrarse concordancias con los resultados de esta

investigación en cuanto a la comparación de los grupos de tenis y natación. Ahora bien, la muestra del estudio de Gozlan⁽⁶⁵⁾ fue muy reducida y heterogénea, y se debe analizar con prudencia.

Perrin⁽³⁹⁾ halló diferencias pero no significativas tanto en la rotación interna como en la rotación externa, a favor del grupo de pitchers de béisbol comparándolo con un grupo de nadadores. En este caso, las razones argumentadas por Perrin⁽³⁹⁾ por las que no se encontraron diferencias significativas eran las horas de entrenamiento. Los nadadores entrenaban más horas semanales que los pitchers de béisbol. En el estudio de Perrin⁽³⁹⁾, al igual que en nuestro estudio, a medida que aumentaba la velocidad aumentaban las diferencias. Esto tendría sentido puesto que las mayores velocidades de los test se acercarían más a las velocidades de los lanzamientos de los pitchers de béisbol y de los JBMP.

5.2.3.2 Discusión del contraste entre variables del momento máximo

En los resultados de nuestro estudio los valores del momento máximo del test a 60°/s son significativamente mayores que los obtenidos a 180°/s, es decir, a menor velocidad se genera mayor momento máximo, estos resultados coinciden con los resultados revisados^(1,16,61,69,75,79-83,85,87,89,91,147).

En la comparación relacionada con la dominancia lateral las diferencias fueron significativas a favor de los miembros dominantes en todas las variables a excepción de la rotación interna a ambas velocidades en el grupo de las MDNL y en la variable rotación interna a 180°/s de velocidad angular en el grupo JBMP. Que no se produzcan diferencias significativas en los JBMP a altas velocidades angulares es debido a los mayores valores en el momento máximo en el brazo no dominante. Esto podría ser consecuencia de una adaptación neuronal general para generar fuerza en los citados JBMP. Los resultados comentados anteriormente concuerdan en parte con los estudios analizados sobre valoración isocinética en el complejo articular del hombro.

Gozlan⁽⁶⁵⁾ en un estudio con jugadores y jugadoras de tenis, jugadores de voleibol, y nadadores y nadadoras de alto rendimiento, halló diferencias estadísticamente significativas a favor de los momentos máximos de la rotación interna del miembro dominante de los jugadores y jugadoras de tenis, lo mismo que sucede en nuestro estudio, y no encontró diferencias significativas en los rotadores externos de estos deportistas, en este último caso los resultados no concuerdan con los de nuestro estudio. Las velocidades isocinéticas utilizadas en el estudio de Gozlan⁽⁶⁵⁾ fueron de

60°/s y 180°/s y en general a estas dos velocidades se mantienen las diferencias del miembro dominante sobre el no dominante de los músculos rotadores internos. Nuestros resultados sí concuerdan con los de Gozlan⁽⁶⁵⁾ en cuanto a que en los jugadores de voleibol, deportistas de deporte asimétrico de golpeo, no se encontraron diferencias entre los momentos máximos de las extremidades dominantes y no dominantes en la rotación interna a altas velocidades. En relación a las horas de entrenamiento semanales, los tenistas realizaban 10 horas de entrenamientos semanales, 15 horas los jugadores de voleibol y 20 horas los nadadores. Todos ellos realizan más horas que los JBMP de nuestro estudio a excepción de los tenistas que hacían las mismas horas. En este sentido, las diferencias en cuanto a las dominancias laterales podrían venir marcadas más por el tipo de movimiento que por el número de horas de entrenamiento semanales.

Reinold⁽¹¹⁸⁾ halló diferencias significativas de los momentos máximos de los rotadores internos a favor del miembro dominante y un ligero descenso de los rotadores externos después de terminar las pretemporadas en un estudio de pitchers de béisbol. En este caso concreto, un periodo corto de tiempo, una pretemporada, aumentaba las diferencias entre el miembro dominante y no dominante, resultado de un movimiento muy específico como es el de los pitchers de béisbol.

En otro deporte de raqueta también se encontraron diferencias. Egret⁽⁸⁰⁾, en una comparación entre jugadores de bádminton y nadadores de alto rendimiento, halló diferencias, sin especificar su significatividad ni si era en rotación externa o interna, a favor del miembro dominante de los jugadores de bádminton y no encontró diferencias en los nadadores. Lo singular de este estudio, es que al igual que en la investigación de

Gozlan⁽⁶⁵⁾, otro deporte de raqueta, en este caso el tenis, puede ser la causa de mayores diferencias entre las extremidades dominantes y no dominantes.

Perrin⁽³⁹⁾ no halló diferencias estadísticamente significativas del momento máximo en cuanto a la dominancia lateral, tanto en la rotación externa como en la rotación interna, en un estudio con pitchers de béisbol de liga colegial, de nadadores de la misma liga y de sujetos que no practicaban deporte. En este caso, aunque el estudio no lo indica, suponemos que al ser ligas colegiales las horas de entrenamientos semanales serían mucho menores que las del resto de artículos tratados.

Cingel⁽⁶⁾ encontró diferencias estadísticamente significativas en los momentos máximos de los rotadores internos a favor del miembro dominante y no halló diferencias en la rotación externa, en un estudio de jugadores de voleibol de alto rendimiento. En este caso, los jugadores de voleibol llegaban a realizar hasta 30 horas de entrenamiento semanal.

Ellenbecker⁽⁸⁹⁾, en una investigación en la que se realizaba una valoración isocinética de los músculos rotadores de 125 jugadores de béisbol de alto rendimiento americanos, halló diferencias estadísticamente significativas a favor del miembro dominante en el momento máximo de su rotación interna. En la rotación externa no halló diferencias relevantes. En una investigación de sujetos no deportistas, Connelly⁽⁹¹⁾ no halló diferencias significativas entre el miembro dominante y el no dominante.

En la comparación relacionada con el tipo de rotación los mayores valores con diferencias significativas se producen en la rotación interna. Los resultados de nuestro estudio son congruentes con todos los estudios analizados relacionados con las

valoraciones isocinéticas del complejo articular del hombro. En todos los estudios analizados en los que se compararon grupos de deportistas (hombres y mujeres) de deportes asimétricos de lanzamiento y/o golpeo con deportistas de deportes simétricos, si tomamos como referencia el tren superior^(6,9,39,80), se hallaron que las mayores diferencias, todas ellas significativas a favor de los rotadores internos, entre los músculos rotadores se encontraban en los deportistas que practicaban deportes asimétricos y que las diferencias en los grupos de mujeres se reducían notablemente.

Nofal⁽⁹⁰⁾, en una investigación sobre deportistas lanzadores y no lanzadores (de deportes unilaterales de lanzamiento por encima de la cabeza), halló mayores diferencias entre los rotadores internos y los rotadores externos en los deportistas lanzadores. Encontró valores muy altos en los rotadores internos de los deportistas lanzadores. La razón que argüía Nofal⁽⁹⁰⁾ sobre el alto momento máximo concéntrico de los rotadores internos era el efecto del entrenamiento de estos jugadores de deportes de lanzamiento.

Stuelcken⁽⁷⁴⁾ y Ng⁽⁸⁸⁾ hallaron los mismos resultados en jugadoras de cricket y jugadores de bádminton de alto rendimiento respectivamente. En un estudio francés en donde se comparaban deportistas de ligas nacionales de deportes simétricos y asimétricos, Julienne⁽⁷⁾ halló mayores momentos máximos con diferencias significativas en los músculos que realizan la rotación interna del hombro en los deportes asimétricos y similares momentos máximos en los músculos que realizan la rotación externa.

Batalha⁽⁸³⁾ comparó los resultados de un grupo de 60 nadadores jóvenes y de un grupo control de 60 sujetos sedentarios. La actividad del grupo de los nadadores se

podía considerar alta ya que realizaban 6 sesiones a la semana de 120 minutos por sesión. En esta comparación se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre las desigualdades entre los rotadores internos y los rotadores externos de ambos grupos. En este sentido, podría ser el número de horas de entrenamiento y no el tipo de deporte el que marcara las mayores diferencias entre la fuerza ejercida por los músculos que intervienen en la rotación interna del hombro y los que intervienen en la rotación externa.

5.2.4 Variable momento a 0,18 segundos

5.2.4.1 Discusión del contraste entre grupos de la variable momento a 0,18 segundos

En el análisis general entre los diferentes grupos de estudio se hallaron diferencias estadísticamente significativas en todas las variables relacionadas con los momentos máximos de fuerza a los 0,18 segundos de los músculos que intervienen en la rotación del hombro. En la misma línea, en el análisis detallado se encontraron diferencias estadísticamente significativas en todas las variables de los momentos máximos de fuerza a los 18 segundos estudiados entre los HDNL y las MDNL a favor de los HDNL, y entre los JBMP y las MDNL a favor de los JBMP. Los valores de los momentos máximos a los 0,18 segundos del grupo de los JBMP fueron mayores que los del grupo de los HDNL, y se encontraron diferencias estadísticamente significativas

entre ambos grupos en las siguientes variables: M18RED60, M18RID60, M18RED180, M18REND180, M18RID180 y M18RIND180.

No se ha encontrado ningún estudio de valoración isocinética que analice la variable momento máximo de fuerza a 0,18 segundos. Se consideró importante estudiar esta variable ya que podría mostrar si los JBMP tenían valores superiores en el momento de fuerza nada más comenzado el movimiento de rotación del hombro e indicaría las diferencias en cuanto a la fuerza explosiva. Las diferencias significativas mostradas en nuestro estudio en la citada variable indican mayor fuerza explosiva en la musculatura que interviene en el movimiento de rotación del hombro en los JBMP.

5.2.4.2 Discusión del contraste entre variables del momento máximo a 0,18 segundos

Como se comentaba en la discusión del contraste entre variables durante la búsqueda bibliográfica realizada sobre valoraciones isocinéticas no se han encontrado artículos que estudiaran la variable momento a 0,18 segundos y por lo tanto no tenemos artículos con los que comparar las distintas velocidades, dominancias y tipos de rotación de la citada variable.

Los resultados de nuestro estudio muestran diferencias significativas cuando se comparan los valores de los momentos máximos a los 0,18 segundos en función de las velocidades angulares de los test. Aunque siguen la misma tendencia de mayores valores en las velocidades bajas las diferencias no son significativas en la variable

M18RIND en los grupos de los HDNL y de los JBMP. Esta variable está muy relacionada con la variable momento máximo y sigue la misma tendencia en cuanto a los resultados. En este sentido, concuerdan con todos los estudios revisados en esta investigación^(1,16,61,69,75,79-83,85,87,89,91,147).

En la comparación entre brazo dominante y no dominante en el momento máximo a 0,18 segundos en las MDNL no hay diferencias significativas. En los HDNL y en los JBMP sí existen diferencias significativas con mayores valores en los brazos dominantes. La variable de estudio sigue la misma tendencia en cuanto a la dominancia lateral que la variable momento máximo. En este sentido, cabe destacar que en las MDNL no existen diferencias significativas en esta variable y en la variable momento máximo sí que existían en la subvariable rotación interna. Esto podría indicar que a pesar de que los rotadores internos del brazo dominante de la MDNL son más fuertes, los indicadores de explosividad no varían en ninguna de las variables de estudio en lo que se refiere al momento máximo a los 0,18 segundos.

En la comparación entre el tipo de rotación sí existen diferencias significativas en todas las variables de todos los grupos con mayores valores en la rotación interna. Esto indica que los rotadores internos además de ser más fuertes, siguiendo la misma tendencia que la variable momento máximo^(6,9,39,80), también tienen mayores valores de fuerza explosiva.

5.2.5 Variable número de repetición trabajo máximo

5.2.5.1 Discusión del contraste entre grupos de la variable número de repetición trabajo máximo

Durante la búsqueda bibliográfica realizada sobre valoraciones isocinéticas no se ha encontrado ningún artículo que estudie la variable número de repetición del trabajo máximo. Por lo tanto, no se podrán comparar los resultados de este estudio sobre la citada variable con ningún otro. Estos resultados de la variable número de repetición del trabajo máximo no muestran diferencias entre ninguno de los grupos de nuestra investigación.

Se consideró importante estudiar esta variable ya que podría indicar las diferencias entre los JBMP y los deportistas de deportes de no lanzamiento entre el producto de la cantidad de fuerza que se ejerce sobre una determinada distancia y si este producto se alcanzada antes por alguno de los grupos. Al no existir diferencias significativas en esta variable en nuestro estudio, en contraposición al resto de casi todas variables, pensamos que podría ser una buena cuestión de estudio intentar razonar esta situación.

5.2.5.2 Discusión del contraste entre variables de la repetición al trabajo máximo

De la misma manera que sucede en el punto anterior, no se podrá comparar las velocidades del test, las dominancias y los tipos de rotación de esta variable al no tener artículos que la estudien.

Los resultados de nuestro estudio muestran que el número de repetición para alcanzar el trabajo máximo es mayor a medida que aumenta la velocidad angular. Las diferencias son significativas en todas las variables de todos los grupos. Esto puede indicar que a velocidades isocinéticas altas el sistema nervioso central no consigue aplicar la máxima fuerza desde el comienzo del test y necesita un periodo de acoplamiento⁽¹⁰⁷⁾.

En la comparación de la dominancia lateral no existen diferencias significativas en ninguna variable a excepción de la variable NRTMRE a 60°/s de velocidad angular en los HDNL. Estos resultados podrían apoyar la teoría de que la dominancia lateral no concuerda siempre en ser la extremidad más fuerte, hábil o con mayor destreza⁽¹⁴⁸⁾. En este caso los mayores valores de momento máximo o potencia en una u otra extremidad no son suficientes para marcar diferencias significativas en la variable número de repetición del trabajo máximo en donde también intervienen factores neuronales de habilidad o destreza, en una acción que podría necesitar un período de adaptación nerviosa más largo⁽¹⁴⁴⁾.

En la comparación del tipo de rotación se observa que se alcanza antes el trabajo máximo en la rotación externa y las diferencias son significativas en todas las variables

de todos los grupos a excepción de las variables número de repetición de trabajo máximo en el brazo dominante y en el brazo no dominante a 60°/s de velocidad angular. En este caso, coinciden las variables del momento máximo y de potencia media, en las que existen menores valores en la rotación externa, con el número de repetición de trabajo máximo. Para alcanzar los mayores valores de trabajo de los rotadores internos se necesita un número más alto de repetición o lo que sería igual, mayor tiempo.

5.2.6 Variable potencia media

5.2.6.1 Discusión del contraste entre grupos de la variable potencia media

En el análisis general entre los diferentes grupos de estudio se hallaron diferencias estadísticamente significativas en todas las variables relacionadas con la potencia media de los músculos que intervienen en la rotación del hombro. En la misma línea, en el análisis detallado se encontraron diferencias estadísticamente significativas en todas las variables de la potencia media estudiadas entre los HDNL y las MDNL a favor de los HDNL, y entre los JBMP y las MDNL a favor de los JBMP. De la misma forma, los valores de potencia media del grupo de los JBMP son mayores que los del grupo de los HDNL, existiendo diferencias estadísticamente significativas en todos los casos a excepción de la variable PMREND180.

Entre los estudiados analizados se han encontrado resultados congruentes y resultados no congruentes con nuestra investigación. Entre los estudios que no encontraron diferencias entre deportistas de lanzamiento con balón y deportistas de no lanzamiento, Codine⁽¹⁶⁾ realizó una comparación de las variables isocinéticas de la potencia media de los músculos del complejo articular del hombro entre un grupo de jugadores de béisbol, uno de tenistas, uno de corredores y otro de no atletas. Todo ellos representaban un total de 51 sujetos. El citado autor indicaba que todos los deportistas participaban en las ligas regulares de sus respectivos países pero no indicaba ni el nivel de la competición ni las horas de entrenamiento. En esta comparación no encontró diferencias entre los grupos de estudio en relación a la potencia media.

Perrin⁽³⁹⁾ comparó la potencia media de 15 lanzadores de béisbol que jugaban en una liga colegial, de 15 nadadores masculinos, también de una liga colegial, y de 15 estudiantes universitarios no atletas. Al igual que en el estudio de Codine, tampoco se indicaron las horas de entrenamiento de cada deportista, algo que creemos sería necesario para poder entender las posibles diferencias. En este caso, sí que se hallaron diferencias significativas en cuanto a las comparaciones de las diferencias de las potencias medias de las extremidades dominantes – no dominante de los grupos. Los mayores valores se encontraron en la potencia media de la rotación interna de los pitchers de béisbol. Perrin⁽³⁹⁾ razonó los altos valores de la potencia en los pitchers de béisbol por las diferentes exigencias neuromusculares del béisbol. En relación con nuestro estudio, la única diferencia con la investigación de Perrin⁽³⁹⁾ la encontramos en la variable PMREND180.

Connelly⁽⁹¹⁾, en un estudio de valoración isocinética en donde comparaba a hombres y mujeres y en el que no se indicaba el nivel de actividad física, no encontró diferencias significativas en cuanto a la potencia de los rotadores internos y externos entre ambos grupos. Para justificar esto comentó que se debería indicar en futuros estudios el nivel de actividad física de los sujetos estudiados, ya que las pruebas isocinéticas habían dando unos altos valores de desviación estándar. En nuestro estudio sí que indicamos el nivel de actividad física de los sujetos de estudio y los resultados parecen indicar que, ante el mismo nivel de actividad física, aparecen diferencias de potencia entre hombres y mujeres. En el mismo sentido, el mayor número de horas de entrenamiento y el gesto deportivo indican una tendencia de potencia media mayor en los JBMP.

En otra línea de valoración no isocinética, en un estudio de jugadores de balonmano sobre la potencia y la velocidad del lanzamiento en el balonmano, Aguilar-Martínez et al.⁽¹⁴⁹⁾ encontraron que el tipo de entrenamiento de la fuerza o, mejor dicho, las combinaciones en el entrenamiento de la fuerza también podría modificar los valores de la potencia.

5.2.6.2 Discusión del contraste entre variables de la potencia media

Los resultados de nuestro estudio muestran que en los test de mayor velocidad angular se encuentran mayores valores de potencia media. Las diferencias no son significativas en las variables de rotación externa del grupo de las MDNL. Codine⁽¹⁶⁾ encontró los mismos resultados en varios grupos de deportistas de lanzamiento (béisbol y tenis) y de no lanzamiento (corredores) pero no incluyó en su estudio a mujeres. Las velocidades de los test del estudio de Codine⁽¹⁶⁾ fueron 60°/s, 180°/s y 300°/s. A medida que aumentaba la velocidad de sus test aumentaba la potencia media. El resto de estudios de valoraciones isocinéticas del complejo articular del hombro que estudiaban la potencia media o no analizaban las velocidades de los test o no comparaban a mujeres. En el caso de nuestro estudio, las MDNL no muestran diferencias significativas en la rotación externa puesto que no pueden mantener alto valores de momentos máximos a altas velocidades. La razón se puede deber a la menor capacitación del individuo para realizar la coordinación intermuscular a mayores velocidades en movimientos más complejos⁽¹⁰⁷⁾.

La potencia media es mayor en el brazo dominante y las diferencias son significativas excepto en las variables potencia media de rotación interna a 60°/s de velocidad angular en las MDNL y potencia media de rotación interna a 180°/s tanto en las MDNL como en los JBMP. Codine⁽¹⁶⁾ halló resultados diversos en su estudio con deportistas de deportes de lanzamiento y con ausencia de lanzamiento. Como se ha comentado anteriormente no incluyó a mujeres en la investigación. Encontró diferencias

significativas entre el brazo dominante y no dominante en los jugadores de béisbol en todas las velocidades del estudio (60°/s, 180°/s y 300°/s), en este caso no coincide con nuestro estudio puesto que en los deportistas de lanzamiento (JBMP) no se encontraron diferencias significativas a altas velocidades. En los tenistas del estudio de Codine⁽¹⁶⁾ no se hallaron diferencias significativas en ninguna de las variables relacionadas con la dominancia de la potencia media y si se hallaron diferencias significativas en los corredores a altas velocidades (180° /s y 300°/s). Connelly⁽⁹¹⁾ no encontró diferencias significativas en la potencia media a velocidad de 180°/s cuando se comparaban las dominancias laterales ni en los hombres ni en las mujeres sedentarios. El resto de estudios de valoraciones isocinéticas del complejo articular del hombro que estudiaban la potencia media no analizaban las diferencias entre las dominancias laterales.

El movimiento de rotación interna tiene mayores valores de potencia media y las diferencias son significativas en todas las variables de todos los grupos. Los resultados de Codine⁽¹⁶⁾ concuerdan con los de nuestro estudio ya que encontró diferencias significativas en todas las variables de todos los grupos (tenistas, jugadores de béisbol y corredores) tanto a velocidades lentas como rápidas. La mayor diferencia se encontró en los jugadores de béisbol en todas las variables, tanto a velocidades lentas como rápidas pero no solo porque aumentase la potencia media en la rotación interna sino porque la rotación externa aumento pero no de la misma forma. Lo mismo ocurre en los JBMP de nuestro estudio. Codine⁽¹⁶⁾ argumentó estas diferencias por las diferentes acciones y sus repeticiones en los entrenamientos y competiciones. Perrin⁽³⁹⁾, en una comparación entre pitchers de béisbol y nadadores, solo encontró diferencias significativas de potencia

media entre los tipos de rotación de los pitchers de béisbol. Connelly⁽⁹¹⁾ halló diferencias significativas entre los tipos de rotación tanto en hombres como en mujeres.

5.2.7 Variable promedio momento máximo

5.2.7.1 Discusión del contraste entre grupos de la variable promedio momento máximo

En el análisis general entre los diferentes grupos de estudio se hallaron diferencias estadísticamente significativas en todas las variables relacionadas con el promedio del momento máximo de los músculos que intervienen en la rotación del hombro. En la misma línea, en el análisis detallado se encontraron diferencias estadísticamente significativas en todas las variables del promedio del momento máximo estudiadas entre los HDNL y las MDNL a favor de los HDNL, y entre los JBMP y las MDNL a favor de los JBMP. Los valores de los promedios de los momentos máximos del grupo de los JBMP fueron mayores que los del grupo de los HDNL, y se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre ambos grupos en todas las variables a excepción de la variable MPRIND60.

No se ha encontrado ningún estudio de valoración isocinética que analice la variable promedio del momento máximo. Se consideró importante estudiar esta variable ya que podría mostrar no solo como se comportaban los valores de los diferentes grupos de estudio en cuanto al mayor momento de fuerza en un punto específico de la fase del

movimiento, sino que también mostraba cómo se mantenían durante todo el movimiento. Nuestro estudio muestra que los JBMP no solo tienen mayores momentos máximos de fuerza en un determinado instante sino que también se mantiene a lo largo de toda la serie de la valoración isocinética. De los artículos estudiados la variable que podría tener más relación con el promedio del momento máximo podría ser el trabajo. Nuestro estudio y la valoración del promedio del momento máximo concuerda con las tendencias de los estudios isocinéticos que valoraban el trabajo de la rotación del complejo articular del hombro.

Connelly⁽⁹¹⁾ halló diferencias significativas en los movimientos de rotación de los hombres y de las mujeres en relación a la variable trabajo tanto en la rotación interna como en la externa a 180°/s de velocidad angular. Perrin⁽³⁹⁾, en un estudio de pitchers de béisbol y nadadores, encontró mayores valores de trabajo en los movimientos de rotación del hombro en los nadadores con diferencias significativas.

5.2.7.2 Discusión del contraste entre variables del promedio momento máximo

Los resultados de nuestro estudio muestran que los mayores promedios de momento máximo se encuentran en las menores velocidades angulares. Las diferencias son significativas en todas las variables de todos los grupos a excepción de las variables MMPRED y MMPREND del grupo de las MDNL. Los citados resultados son congruentes con todos los estudios revisados de valoraciones isocinéticas que tienen

relación con el promedio del momento máximo como pueden ser la variable momento máximo y la variable momento a 0,18 segundos ^(1,16,61,69,75,79-83,85,87,89,91,147).

En la comparación de dominancias laterales los mayores valores promedio se encuentran en los brazos dominantes y las diferencias son significativas en todas las variables a excepción de las variables MMPRI a 60°/s de velocidad angular en las MDNL y el MMPRI a 180°/s de velocidad angular del grupo de los JBMP. Como se comentaba en el apartado anterior el trabajo podría ser la variable que más se asemejase a la del promedio momento máximo. Perrin⁽³⁹⁾, en un estudio de pitchers de béisbol y nadadores, halló diferencias significativas en la comparación de las dominancias laterales de los pitchers de béisbol en relación al trabajo en un test isocinético a 180°/s de velocidad angular y no halló diferencias entre las dominancias laterales de los nadadores. Lo comentado anteriormente podría indicar que el entrenamiento de habilidades asimétricas produce adaptaciones a favor del brazo dominante, pues los nadadores realizan similar trabajo en ambos brazos. Esta idea se ve reforzada por el estudio de Connelly⁽⁹¹⁾ que no encontró diferencias significativas en la comparación de las dominancias laterales en relación al trabajo ni en los hombres ni en las mujeres.

El movimiento de rotación interna es el que muestra mayores valores de promedio de momento máximo. Las diferencias son estadísticamente significativas. Connelly⁽⁹¹⁾ halló diferencias significativas tanto entre los tipos de rotación del hombro de los hombres y de las mujeres en relación a la variable trabajo. Perrin⁽³⁹⁾ halló diferencias significativas entre los tipos de rotación de los pitchers de béisbol en relación al trabajo y no halló diferencias entre los tipos de rotación de los nadadores.

5.2.8 Variable ratio agonista-antagonista

5.2.8.1 Discusión del contraste entre grupos de la variable ratio agonista-antagonista

En primer lugar, para discutir los resultados del ratio agonista-antagonista según las velocidades angulares de las variables, dividiremos el análisis inicial en 60°/s y 180°/s de velocidad angular.

A 60°/s de velocidad angular se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los ratios agonistas-antagonistas, solo en la extremidad dominante, entre los grupos de las MDNL y los HDNL, y entre las MDNL y los JBMP. En cambio, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos de los HDNL y de los JBMP. No obstante, es importante remarcar que donde más se acerca a la significatividad es en la variable de la extremidad dominante y siempre con un ratio menor en el grupo de los JBMP. En relación a los valores absolutos, el menor porcentaje de ratios agonistas-antagonistas se obtiene en el grupo de JBMP con 64,9% en el miembro dominante y 65,1% en el no dominante, seguido del grupo de los HDNL con 69,4% para el miembro dominante y 68,1% para el no dominante, y los mayores valores los tiene el grupo de las mujeres con 78,0% para el dominante y 74,1% para el no dominante. Hasta cierto punto, para que los resultados de esta investigación fueran similares con la mayoría de los estudios analizados anteriormente, debería existir una diferencia estadísticamente significativa entre el grupo de los HDNL y el grupo de los JBMP en su ratios agonistas-antagonistas. Sin embargo, aunque está diferencia no se

halló en esta investigación, sí que los valores absolutos y las tendencias son congruentes con los citados estudios. De la misma forma, la significación de la comparación de los ratios agonistas-antagonistas entre HDNL y en los JBMP muestra que la tendencia se dirige hacia lo que marcan los estudios anteriores^(8,16,71,83,91,115).

A 180°/s de velocidad angular no se han hallado diferencias estadísticamente significativas entre ninguno de los grupos de estudio. Los valores absolutos de los porcentajes siguen la misma tendencia que a la velocidad angular de 60°/s, es decir, los más bajos se producen en el grupo de los JBMP, seguido del grupo de los HDNL y los mayores valores siguen siendo para el grupo de las MDNL. Al aumentar la velocidad angular en el estudio, todos los valores de los ratios agonistas-antagonistas tienden a bajar, aspecto que se puede observar en la mayoría de estudios tratados anteriormente, no obstante, descienden mucho más los valores del grupo de las MDNL que en los del resto de los grupos, hasta 8 puntos porcentuales en la extremidad dominante y 11 puntos en la no dominante. Sin embargo, en la extremidad dominante de los JBMP no existe descenso del ratio. Esto puede ser debido a que estos jugadores están más acostumbrados a realizar acciones de lanzamiento en donde intervienen la musculatura analizada en este estudio a altas velocidades.

Entre los estudios en los que se comparan grupos de deportistas con sedentarios Batalha⁽⁸³⁾ comparó los resultados de un grupo de 60 nadadores jóvenes y de un grupo control de 60 sujetos sedentarios. La actividad del grupo de los nadadores se podía considerar alta ya que realizaban 6 sesiones a la semana de unos 120 minutos por sesión. Encontró diferencias estadísticamente significativas entre los ratios de ambos

grupos y tanto en el miembro dominante como en el no dominante (menor en el grupo de los nadadores). Al igual que nuestro estudio las velocidades de evaluación de este estudio fueron 60°/s y 180°/s y se mantuvieron las diferencias significativas cuando aumentaba la velocidad isocinética. El estudio de Batalha(83) muestra que el entrenamiento con actividades que afecten al tren superior disminuye el ratio agonista-antagonista.

Los valores del ratios agonistas-antagonistas de los JBMP de nuestro estudio son muy similares al del resto de estudios en los que se valoran deportistas de deportes asimétricos de lanzamiento y/o golpeo. Byram⁽¹¹⁵⁾, en un estudio en donde se analizaba el seguimiento de las lesiones de los pitchers de un equipo de la primera liga profesional de los Estados Unidos, aclaraba que la mayoría de los pitchers tenían relaciones rotadores externos-rotadores internos que oscilaban entre el 60% y el 80%.

En un estudio en el que se comparaban hombres y mujeres, Connelly⁽⁹¹⁾ halló a 60°/s de velocidad angular un ratio de 63% en la extremidad dominante y uno de 62% en la no dominante en los hombres, y 70% para el miembro dominante y 71% para el no dominante en las mujeres. Shklar⁽⁷¹⁾ también comparaba hombres y mujeres y las diferencias fueron significativas al igual que en nuestro estudio: 63% para el miembro dominante de los hombres y 69% para el miembro dominante de las mujeres.

Por otro lado, diferentes autores reflejan en sus estudios los valores de los citados ratios agonistas-antagonistas de los músculos rotadores del hombro. En primer lugar, reflejaremos los ratios agonistas-antagonistas de sedentarios en dónde se pueden observar que nuestros resultados son muy parecidos. A 30°/s de velocidad angular

McMaster⁽⁸⁾ halló valores del 74% para el miembro dominante y 78% para el no dominante. A 60°/s de velocidad angular, García⁽¹⁵⁰⁾ obtuvo ratios del 72% para el miembro dominante y 75% para el no dominante; y Codine⁽¹⁶⁾ halló porcentajes del 70% para el miembro dominante y 75% para el no dominante en sujetos sedentarios. Pascal⁽¹¹⁷⁾, a la misma velocidad angular, 72% para el miembro dominante y 76% para el no dominante. También a 60°/s de velocidad angular, Pascal⁽⁷³⁾ encontró porcentajes del 76% para el dominante y 78% para el no dominante.

A medida que aumenta la velocidad isocinética bajan de manera progresiva los ratios agonistas-antagonistas de los sujetos sedentarios. En el test isocinético a 180°/s de velocidad angular Pascal⁽⁷³⁾ encontró en sujetos sedentarios unos porcentajes de 67% tanto para el miembro dominante como para el no dominante. A la misma velocidad angular, 180°/s, Shklar⁽⁷¹⁾ halló porcentajes del 61% para el miembro dominante de los hombres y 68% para el miembro dominante de las mujeres; y Connelly⁽⁹¹⁾ 61% para el miembro dominante y 63% para el no dominante de los hombres y 64% para el miembro dominante y 68% para el no dominante de las mujeres. En la misma línea, McMaster⁽⁸⁾ halló 65% para el miembro dominante y 66% para el no dominante. Por último en cuanto a los sujetos sedentarios, en el test isocinético a 240°/s de velocidad angular Pascal⁽⁷³⁾ obtuvo valores porcentuales del 67% para el miembro dominante y 67% para el no dominante.

De la misma manera, los deportes que no son asimétricos y que no son de lanzamiento y/o golpeo siguen la misma tendencia. Valores superiores a los de nuestro estudio. Codine⁽¹⁶⁾ a 60°/s de velocidad angular halló porcentajes del 77% para el

miembro dominante y 83% para el no dominante en corredores. A 180°/s Egret⁽⁸⁰⁾ halló 69% para el miembro dominante y 72% para el miembro no dominante en nadadores; y a 300°/s de velocidad angular Noffal⁽⁹⁰⁾ obtuvo un 72% de media para el miembro dominante y 76% para el no dominante en no lanzadores.

En los deportes asimétricos de lanzamiento y/o golpeo los valores de los test siguen las mismas tendencias que los valores de nuestra investigación. Jugadores profesionales de waterpolo obtuvieron 61% tanto para el miembro dominante como para el no dominante en un estudio de McMaster⁽⁸⁾. La velocidad utilizada en este estudio fue de 30°/s. También a velocidades isocinéticas bajas, 60°/s, Codine⁽¹⁶⁾ halló porcentajes del 68% para el miembro dominante y 74% para el no dominante en tenistas de élite, y 61% para el miembro dominante y 71% para el no dominante en jugadores de béisbol también de élite. Al igual que comentamos en la discusión del apartado de los momentos máximos se pueden distinguir no solo las diferencias por el “factor horas de entrenamiento” sino también por el tipo deporte, lo que conlleva un “gesto” diferente. Lo comentado anteriormente también se muestra en varios estudios de Cingel^(6,93): 68,1% para el miembro dominante y 77,1% para el no dominante en jugadoras de élite de voleibol; 72,2% para el miembro dominante y 68,4% para el no dominante en jugadores de bádminton; 77,1% para el miembro dominante y 73% el no dominante de jugadoras de bádminton. La excepción se produce en el estudio de Zapartidis⁽⁷⁸⁾ en donde los valores de RAAT están incluso por encima de sujetos sedentarios: 75% para el miembro dominante y 78% para el no dominante de jugadores de balonmano de la primera división griega. La razón la podemos atribuir al factor entrenamiento ya que el

balonmano griego de primera división queda muy lejos de considerarlo como profesional y/o élite.

A velocidades altas, 180°/s, 210°/s y 300°/s, en este tipo de deportes asimétricos los valores siguen las mismas tendencias. Baján los porcentajes de la ratios agonistas-antagonistas y se asemejan dependiendo del tipo de “gesto deportivo”. De esta manera, a 180°/s Egret⁽⁸⁰⁾ halló un 62% para el miembro dominante y un 72% para el dominante de jugadores de élite de bádminton; Cingel⁽⁶⁾ un 69,3% para el miembro dominante y un 79,4% para el no dominante en jugadoras de élite de voleibol; y McMaster⁽⁸⁾, 55% para el miembro dominante y 56% para el no dominante de jugadores de élite waterpolo. A 210°/s de velocidad angular Ellenbecker⁽⁸⁹⁾ encontró valores del 66% para el miembro dominante y 73% para el no dominante en jugadores profesionales de béisbol; y a 300°/s de velocidad angular Cingel⁽⁶⁾ un 70,7% para el miembro dominante y 79,7% para el no dominante en jugadoras de élite de voleibol; Ellenbecker⁽⁸⁹⁾ halló un 70% para el miembro dominante y un 77% para el no dominante en jugadores de béisbol; y Noffal⁽⁹⁰⁾ un 63% para el miembro dominante y 72% para el miembro dominante en jugadores de élite de béisbol.

En un estudio de Stickley⁽⁷⁰⁾, en el que realizó una valoración isocinética a velocidad de 60°/s a jugadoras de voleibol adolescentes, halló las ratios agonistas-antagonistas de acciones concéntrica, concéntrica-excéntrica y excéntrica-concéntrica. Solo analizó el brazo dominante y halló las siguientes relaciones concéntricas en diferentes edades: 12 años 74%, 13 años 70%, 14 años 71%, y 15 años 72%. Todas las jugadoras, aunque eran adolescentes, jugaban en ligas de primer nivel acorde a su

categoría. Los valores son muy similares a los de los deportistas de élite de su mismo deporte.

La investigación de Andrade⁽⁸⁵⁾, en el que realizó valoraciones de fuerza de la musculatura rotadora del hombro mediante dinamometría isocinética a 228 sujetos (108 jugadores de balonmano de categoría regional y a 120 sujetos sedentarios), muestra que no existen diferencias significativas entre los valores de ratios agonistas-antagonistas de jugadores de balonmano y los sujetos del grupo control. Al igual que los JBMP de nuestra investigación, los jugadores del estudio de Andrade⁽⁸⁵⁾ realizaban sesiones de entrenamiento de aproximadamente 60-90 minutos entre 3 y 5 días a la semana.

Cingel⁽⁶⁾, comparando las variables de los ratios agonistas-antagonistas entre jugadores y jugadoras de alto rendimiento de bádminton, encuentra diferencias estadísticamente significativas tanto en el brazo dominante como en el dominante, las mujeres obtuvieron porcentajes más altos. Gozlan⁽⁶⁵⁾, en una investigación comentada anteriormente de deportistas franceses en donde se comparaban los músculos rotadores del hombro de deportes simétricos y asimétricos, halló diferencias estadísticamente significativas entre los ratios agonistas-antagonistas de los hombres y de las mujeres. Las mujeres obtuvieron porcentajes mayores tanto en los deportes simétricos como en los asimétricos. Shklar⁽⁷¹⁾ muestra mayores porcentajes en los ratios agonistas-antagonistas de las mujeres pero las diferencias no son significativas en sujetos sedentarios. También con sujetos sedentarios, Connelly⁽⁹¹⁾ no encontró diferencias significativas entre los ratios agonistas-antagonistas entre sexos y propone este campo de estudio como muy interesante para futuras investigaciones. Estos resultados de las

comparaciones de los ratios agonistas-antagonistas entre sexos coinciden con los resultados de nuestro estudio y podrían demostrar que estas relaciones no tendrían que ver tanto con el tipo de deporte sino más bien con el factor sexo de los sujetos deportistas. Sin embargo, en sujetos sedentarios no existen diferencias en las ratios agonistas-antagonistas, debido, en un principio, por lo observado en nuestro estudio, a una modificación en los ratios agonistas-antagonistas de los hombres deportistas.

5.2.8.2 Discusión del contraste entre variables ratio agonista-antagonista

En este trabajo, al aumentar la velocidad angular disminuye el ratio agonista-antagonista. Las diferencias son significativas en el brazo no dominante en todos los grupos y en el grupo de las MDNL también en el brazo dominante. Estos resultados son congruentes con todos los estudios de valoración isocinética consultados^(6,8,16,70,71,78,80,83,85,89-91,115,117,151) que analizaron los ratios agonistas-antagonistas del complejo articular del hombro. En los citados estudios se comprobó que disminuía el ratio al aumentar la velocidad angular isocinética pero en ninguno de ellos se analizó si las diferencias eran significativas. En nuestro caso, solo en el brazo dominante de los hombres (HDNL y JBMP) no existen diferencias significativas. En este caso el factor sexo si marcaría una diferencia para el brazo dominante y no el tipo de acción que se repite más en el deporte que se practica.

En la comparación entre el brazo dominante y el no dominante las diferencias son significativas a 180°/s de velocidad angular en todos los grupos y solo a 60°/s de velocidad angular en el grupo de las MDNL. En el caso de los HDNL y de los JBMP aunque se hallaron diferencias significativas entre los momentos máximos de los segmentos dominantes y no dominantes de estos dos grupos, no se hallaron diferencias significativas entre sus ratios agonistas-antagonistas. Se cree que esto es debido a que al mismo tiempo que aumenta la fuerza de los músculos que interviene en la rotación interna también aumenta la fuerza de los músculos que intervienen en la rotación externa⁽¹⁾.

5.2.9 Variable tiempo de aceleración

5.2.9.1 Discusión del contraste entre grupos de la variable tiempo de aceleración

En el análisis general entre los diferentes grupos de estudio se hallaron diferencias estadísticamente significativas en todas las variables relacionadas con el tiempo de aceleración de los músculos que intervienen en la rotación del hombro. En el análisis detallado se encontraron diferencias estadísticamente significativas en todas las variables del tiempo de aceleración estudiados entre los HDNL y las MDNL con mayores valores en las MDNL, y entre los JBMP y las MDNL también con mayores valores en las MDNL. En la rotación interna existen diferencias estadísticamente

significativas entre los JBMP y los HDNL, en este caso tienen mayores valores los HDNL.

No se ha encontrado ningún estudio de valoración isocinética que analice la variable, tiempo de aceleración. Se consideró importante estudiar esta variable ya que podría mostrar si los JBMP tenían valores inferiores en el tiempo de aceleración nada más comenzado el movimiento de rotación del hombro e indicaría las diferencias en cuanto a la fuerza explosiva. Las diferencias estadísticamente significativas mostradas en nuestro estudio en las subvariables relacionadas con la rotación interna podrían indicar mayor fuerza explosiva en los JBMP. El menor tiempo de aceleración de los JBMP en el movimiento de rotación interna podría indicar que los lanzamientos de los jugadores de balonmano y el efecto del entrenamiento^(1,16,80) de los citados lanzamientos reduce el tiempo de aceleración.

5.2.9.2 Discusión del contraste entre variables tiempo de aceleración

En nuestro estudio se puede observar que a mayor velocidad angular existe un mayor tiempo de aceleración. Los tiempos de aceleración son mayores puesto que el umbral de la velocidad de la serie de 180°/s es mayor que la de 60°/s. Las diferencias son significativas en todas las variables de todos los grupos.

En la comparación entre las dominancias laterales se observa mayor tiempo de aceleración en el brazo no dominante. Las diferencias son significativas en la rotación

externa a 60°/s de velocidad angular en el grupo de los HDNL y en los JBMP, y en la rotación externa a 180°/s de velocidad angular de todos los grupos. En este caso solo la rotación externa muestra diferencias significativas y los valores de las diferencias de los grupos son muy similares. Ni el factor sexo ni el factor tipo de deporte conllevan alguna variación en esta variable de la rotación interna. Los mayores valores de momento máximo o potencia media que muestran los grupos de este estudio en la extremidad dominante no son suficientes para que este marque diferencias en la rotación interna de esta variable. Esto podría indicar que una acción tan específica de rotación como la que se produce en un test isocinético como el que se realizó en nuestro estudio podría necesitar de un período de adaptación nerviosa más largo⁽¹⁴⁴⁾.

En la comparación del tipo de rotación en el grupo de las MDNL el tiempo de aceleración es menor en la rotación interna y las diferencias son significativas. En los HDNL los tiempos son muy similares y no existen tendencias de menores tiempos en ningún tipo de rotación. En los JBMP sucede lo mismo y solo existen diferencias significativas en el brazo no dominante a 180°/s de velocidad angular. En este último caso, el tiempo de aceleración es menor en la rotación interna. En cuanto a las diferencias de los JBMP en la rotación interna a altas velocidades los resultados de nuestro estudio concuerdan con los de Codine⁽¹⁶⁾ si los comparamos con una variable que podría tener relación con el tiempo de aceleración, la potencia media. Codine⁽¹⁶⁾, en una investigación en donde se comparaba tenistas, jugadores de béisbol y corredores, encontró los mayores valores de potencia media en los músculos de los rotadores internos de los jugadores de béisbol. Codine⁽¹⁶⁾ argumentó estas diferencias por las

diferentes acciones y sus repeticiones en los entrenamientos y competiciones. Perrin⁽³⁹⁾, en una comparación entre pitchers de béisbol y nadadores, solo halló mayores valores de potencia media en los músculos rotadores internos de los pitchers con diferencias significativas comparándolos con los de los nadadores.

5.2.10 Variable tiempo momento máximo

5.2.10.1 Discusión del contraste entre grupos de la variable tiempo momento máximo

En el análisis general entre los diferentes grupos de estudio no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en el protocolo a 60°/s de velocidad angular. En cambio, en el protocolo de 180°/s se encontraron valores superiores estadísticamente significativos en las MDNL respecto a HDNL y JBMP. En la rotación interna del brazo dominante a 180°/s de velocidad existen diferencias estadísticamente significativas entre los JBMP y los HDNL, en este caso los mayores valores los tienen los HDNL.

No se ha encontrado ningún estudio de valoración isocinética que analice la variable tiempo hasta el momento máximo. Se consideró importante estudiar esta variable ya que podría mostrar si los JBMP tenían valores inferiores hasta alcanzar el momento máximo de fuerza nada más comenzado el movimiento de rotación del hombro y complementaria la variable tiempo de aceleración. Esta variable, tiempo hasta el momento máximo, también está relacionada con la fuerza explosiva y era importante

observar que pudiesen coincidir las tendencias marcadas en la variable tiempo de aceleración. Los valores inferiores de tiempo al momento máximo de los JBMP en el movimiento de rotación interna, podría indicar que los lanzamientos de los jugadores de balonmano playa y el entrenamiento realizado^(1,16,80) reduce el tiempo necesario para llegar al momento máximo. La acción de esta variable en la rotación interna y a 180°/s de velocidad coincide con la acción que se realiza en el lanzamiento en el JBMP y se aproxima más a la velocidad que se puede realizar en una acción de este tipo⁽¹²⁸⁾. Esto podría indicar una relación entre los lanzamientos de los JBMP y los menores valores en la variable de estudio.

5.2.10.2 Discusión del contraste entre variables tiempo momento máximo

En nuestro estudio en el grupo de las MDNL aunque existen diferencias significativas en algunas variables no existen tendencias hacia una u otra velocidad. En el caso de los HDNL y los JBMP se puede observar que a mayor velocidad angular se reduce el tiempo del momento máximo. La mayor fricción muscular⁽⁷⁾ y la menor capacidad intermuscular⁽¹⁰⁷⁾ al aumentar la velocidad angular podría ser la causa de los mayores tiempos hasta alcanzar el momento máximo en los grupos de los HDNL y los JBMP.

En la comparación entre dominancias observamos que no existen diferencias significativas en ninguna variable. Al igual que se comentaba en la variable tiempo de

aceleración ni el factor sexo ni el factor tipo de deporte conllevan alguna variación en la variable tiempo hasta el momento máximo en relación a la dominancia lateral. Los mayores valores de momento máximo o potencia media que muestran los grupos de este estudio en la extremidad dominante no son suficientes para que este marque diferencias en esta variable. Esto podría indicar que una acción tan específica de rotación como la que se produce en un test isocinético como el que se realizó en nuestro estudio podría necesitar de un período de adaptación nerviosa más largo⁽¹⁴⁴⁾.

En la comparación entre los tipos de rotación se observa que el tiempo del momento máximo es mayor en el movimiento de rotación interna a 60°/s de velocidad angular. Las diferencias son significativas. Sin embargo, el tiempo del momento máximo es menor en el movimiento de rotación interna a 180°/s de velocidad angular. En este último caso, las diferencias no son significativas. Esta variable actúa igual en todos los grupos. Las diferencias son significativas a velocidades lentas y no son significativas a velocidades rápidas. Los mayores momentos máximos se alcanzan en la rotación interna a velocidades bajas^(6,9,39,80) y este estudio nos muestra que para alcanzar los citados momentos máximos se necesita mayor tiempo. También se ha mostrado en este estudio que la velocidad de reacción y el tiempo al momento máximo no están relacionados.

Cuando aumenta la velocidad angular, los momentos máximos son menores tanto en la rotación interna como en la externa^(1,16,61,69,75,79-83,85,87,89,91,147). A velocidades lentas se alcanza antes el momento máximo en la rotación interna que en la rotación externa, sin embargo, esto no sucede a velocidades rápidas. A velocidades rápidas la

fuerza que depende de las características musculares, articulares y óseas, está más condicionada por factores neuronales⁽¹⁰⁷⁾.

5.3 CORRELACIONES ENTRE LAS VARIABLES ANTROPOMÉTRICAS E ISOCINÉTICAS

En primer lugar, se debe resaltar que la mayoría de los estudios isocinéticos consultados en relación a las correlaciones entre las medidas antropométricas y las variables isocinéticas no hacen referencia a la musculatura del complejo articular del hombro. Son muy pocos los artículos encontrados sobre las relaciones existentes entre las variables isocinéticas y las variables antropométricas, y aún menos, los que tratan sobre el complejo articular del hombro. También, es importante resaltar que en la mayoría de los estudios en los que se trataba la relación anteriormente citada, se estudiaban muestras muy heterogéneas y que no indicaban el nivel de actividad física que tenían los sujetos estudiados^(15,100,102,107,110-112,152).

Los resultados de esta investigación muestran relaciones de los momentos máximos de rotación interna a 60°/s con el índice de masa corporal y con la envergadura en los grupos de las MDNL y de los HDNL. Estos resultados son congruentes con algunos de los estudios consultados anteriormente y no los son con otros. Lo mismo sucede con el grupo de JBMP pero en este caso las relaciones son menores si la comparamos con los otros dos grupos del estudio. Las diferencias son mayores y significativas cuando se aumenta la velocidad de valoración isocinética. Este último caso, es algo que si se puede observar en la mayoría de investigaciones consultadas. El razonamiento que se esgrime en este sentido es que los deportistas que practican deportes asimétricos de lanzamientos tienen mayor coordinación neuromuscular para

realizar este tipo de movimientos y, por lo tanto, menor influencia en ciertos aspectos antropométricos.

Los resultados del grupo JBMP pueden indicar que a mayor número de horas de entrenamiento, menor correlación de las variables antropométricas con las variables isocinéticas estudiadas. De la misma manera, el entrenamiento de fuerza máxima de coordinación intramuscular que formaba parte del entrenamiento de los JBMP también podría incidir en menores relaciones entre las variables isocinéticas estudiadas y las variables antropométricas. En este sentido, Mayer⁽¹⁰⁷⁾ corrobora esta afirmación cuando comenta “que la altura, así como el peso corporal y el índice de masa corporal sólo tienen ligera influencia sobre la fuerza máxima isocinética en el hombro de los hombres y de las mujeres no entrenados”.

Entre los resultados de los estudios que coinciden con los resultados que se hallaron en el grupo JBMP encontramos que Kuhlman⁽¹⁵⁾, en una investigación sobre los movimientos de rotación y de abducción del hombro, en dónde se evaluaba tanto la fuerza de forma isométrica como isocinética, no halló correlaciones significativas en cuanto al peso y al porcentaje de masa grasa del sujeto. De la misma manera, Mayer⁽¹⁰⁷⁾, en un estudio sobre los valores normales de la fuerza isocinética, remarca que los momentos máximos de fuerza no dependen de las variables altura, peso y masa grasa. Codine⁽¹⁶⁾, en un estudio similar al de Mayer, tampoco muestra relación entre los momentos máximos de fuerza y la talla y el peso.

Hulens⁽¹⁰⁰⁾, en un estudio de 223 mujeres obesas y de 80 mujeres no deportistas, observó una relación débil entre varios momentos estudiados (flexo-extensión del

tronco, de la articulación de la rodilla, etc.) y las variables antropométricas estudiadas (masa libre de grasa, masa grasa e índice de masa corporal) en las mujeres obesas. Sin embargo, no halló correlación en las mujeres no deportistas entre ninguno de los momentos de fuerza estudiados y las variables antropométricas del índice de masa corporal y del porcentaje de masa grasa. Para hallar el nivel de actividad física de los grupos de estudio de Hulens⁽¹⁰⁰⁾ se les aplicó a los sujetos un cuestionario específico y dio como resultado un nivel bajo de actividad física en los dos grupos. Aunque los dos grupos de estudio dieron un nivel bajo de actividad física se puede intuir un peor estado de forma de las mujeres obesas. Por lo tanto, este estudio sigue la tendencia de nuestra investigación mostrando mayor relación entre los valores isocinéticos y las medidas antropométricas cuando el estado de forma es menor.

Desde otro punto de vista que no es el de la valoración de la fuerza muscular isocinética, para Martínez⁽⁹⁸⁾ los factores determinantes de la fuerza los podemos dividir en extrínsecos (edad, sexo, tipo de entrenamiento, alimentación, factores volitivos, etc.) e intrínsecos (anatómicos -sección transversal del músculo, estructura y características de las fibras musculares, longitud del músculo, etc.-, biomecánicos -brazo de palanca, el punto de apoyo, etc.- y neurofisiológicos -coordinación intramuscular, coordinación intermuscular, etc.-).

En este mismo sentido, Boeckh-Behrens⁽⁴⁰⁾ comentan que los factores principales que influyen en la fuerza son la cantidad de músculo y activación neuromuscular y Vrijens⁽⁴¹⁾ anota entre los factores que influyen en la fuerza: la edad, el

sexo, la cantidad de tejido graso en el músculo, la masa muscular, los genes y las hormonas entre otros.

Álvarez del Villar⁽⁹⁹⁾ también comenta que existen multitud de factores que influyen en la fuerza absoluta y efectiva del músculo. En relación a la fuerza absoluta, resalta como factores principales la sección transversal del músculo y la estructura y características de la fibra muscular. De este último factor hace especial hincapié en la influencia del sistema nervioso: “dos fibras musculares del mismo tamaño (largo y grueso) no son capaces de llevar a cabo la misma fuerza, e incluso la hipertrofia no siempre marcha paralela con el aumento de fuerza”. En cuanto a los factores de los que depende la fuerza efectiva del músculo incluye un alto número de ellos en su investigación: la eficacia mecánica, el brazo de potencia, el brazo de resistencia, el momento de inercia, el ángulo de tracción, las condiciones de estiramiento, la acción de los músculos antagonistas y sinergistas, los movimientos de rotación, el peso corporal, la motivación del sujeto, el factor de entrenamiento,...

Entre todos los factores comentados anteriormente también se encuentran algunas de las medidas antropométricas. La cuestión es que estas medidas antropométricas tienen poca capacidad de mejora a través del entrenamiento. En cambio, muchos de los otros factores sí que pueden mejorar con el entrenamiento y estas mejoras no están siempre asociadas al cambio de las medidas antropométricas. Por lo tanto, serían congruentes nuestros resultados puesto que el factor entrenamiento podría influir en una menor relación.

No obstante, volviendo a la valoración de la fuerza muscular Debanne⁽¹⁰²⁾, en una investigación sobre los factores que influyen en la fuerza del lanzamiento en el balonmano, resalta que la fuerza del lanzamiento si tiene una fuerte relación con el peso y el porcentaje de masa grasa de los jugadores. Incluye en el mismo análisis tres grupos de jugadores de balonmano con diferentes horas de entrenamientos semanales: 5, 7 y 10 horas. En nuestro caso si diferenciamos las horas de entrenamiento y, aunque también existen relaciones, se observan diferencias significativas entre los grupos.

Sibila⁽¹⁵²⁾, también en una investigación sobre jugadores de balonmano, en este caso estudió a 90 jugadores juniors de la primera liga eslovena, encontró relación estadísticamente significativa entre la fuerza y el porcentaje de masa grasa. Observó que cuando el índice de masa grasa era menor, la fuerza en el salto era mayor. En nuestro estudio los resultados de todos los grupos coinciden con los de Sibila.

Latikka⁽¹¹¹⁾, en una valoración isocinética sobre la extensión de la espalda de 100 hombres en donde no se indicaba el nivel de actividad física, encontró correlación estadísticamente significativa entre el momento máximo y las medidas antropométricas del peso y la talla. En la misma línea, Delitto⁽¹¹³⁾, en un estudio sobre la correlación del momento máximo de extensión y flexión del cuerpo con el peso, halló correlación estadísticamente significativa en los dos movimientos de los hombres y en el de flexión de las mujeres, y no halló correlación significativa en la extensión de las mujeres. Delitto tampoco especificó el nivel de actividad física de los sujetos. Este estudio comenta que tanto la corrección de la gravedad como la no corrección pueden alterar los resultados de los controvertidos ratios momento máximo de fuerza-peso del sujeto.

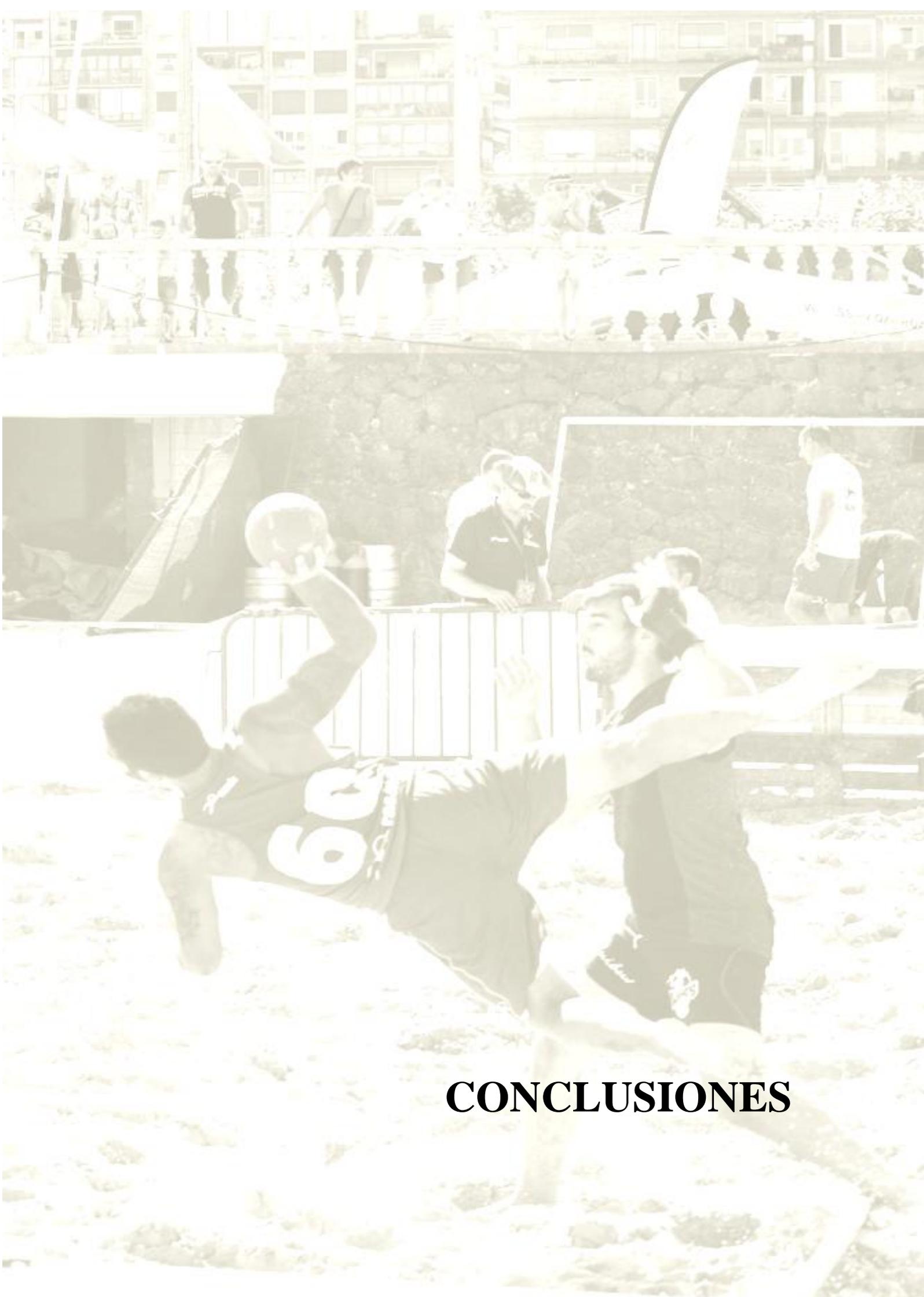
Holmes⁽¹¹⁰⁾, en un estudio isocinético de los músculos flexo-extensores de la articulación de la rodilla de jóvenes de entre 15 y 18 años, halló correlación estadísticamente significativa entre el momento máximo de fuerza y el peso, tanto en los chicos como en las chicas. Yoon⁽¹¹²⁾, en una investigación de los mismos grupos musculares también, halló una correlación estadísticamente significativa entre el peso y el momento máximo de fuerza, tanto en hombres como en mujeres sedentarios de entre 20 y 35 años. Estos dos últimos estudios tenían muestras muy diferentes en cuanto al nivel de actividad física y en ambos casos se observan relaciones entre la fuerza y el peso. Sin embargo, varios aspectos son los que no se tienen en cuenta a la hora de hacer la discusión y análisis de los resultados: no se comenta si la relación es fuerte, media o débil; los autores comentan que sus muestras son muy reducidas; y no se comentan las diferencias entre los grupos de hombres y mujeres.

En relación a las diferencias que existen entre los HDNL y las mujeres en las correlaciones de las medidas antropométricas y los momentos máximos de fuerza, Vrijens⁽⁴¹⁾ comenta que en un entrenamiento idéntico las mujeres tienen el 50% menos de posibilidades de aumentar la fuerza que el hombre. La mayor diferencia de fuerza entre el hombre y la mujer depende de la diferencia de la masa muscular, y la mayor diferencia en la composición de los tejidos musculares se encuentra en el brazo. El músculo de la mujer tiene mayor contenido de tejido graso en un músculo con la misma superficie. Esta es otra razón que podía abalar los resultados de nuestro estudio y las menores relaciones de los hombres en cuanto a la fuerza y las medidas antropométricas. Si el entrenamiento disminuye las posibles relaciones y las mujeres tienen menores

posibilidades de mejoras en los citados entrenamientos, en ellas aumentarán las posibilidades de relaciones fuerza-medidas antropométricas.

Además de los factores comentados anteriormente influyen en las diferencias entre hombres y mujeres los hereditarios, los hormonales, el tipo de fibra y la utilización de la musculatura de la vida cotidiana. Las mayores diferencias entre hombres y mujeres están en los grupos dinámicos⁽⁴¹⁾.

Todos estos factores tienen mayor influencia positiva en el incremento de la fuerza del hombre que en el de la mujer. Por lo tanto, hace que se reduzca la posibilidad de relación positiva de otros factores que pueden influir en la fuerza muscular, como es el caso que nos ocupa, las medidas antropométricas. Sin embargo, en la mujer ocurre lo contrario, la menor influencia positiva de los factores comentados anteriormente hace que aumente las posibilidades de relación de las medidas antropométricas.



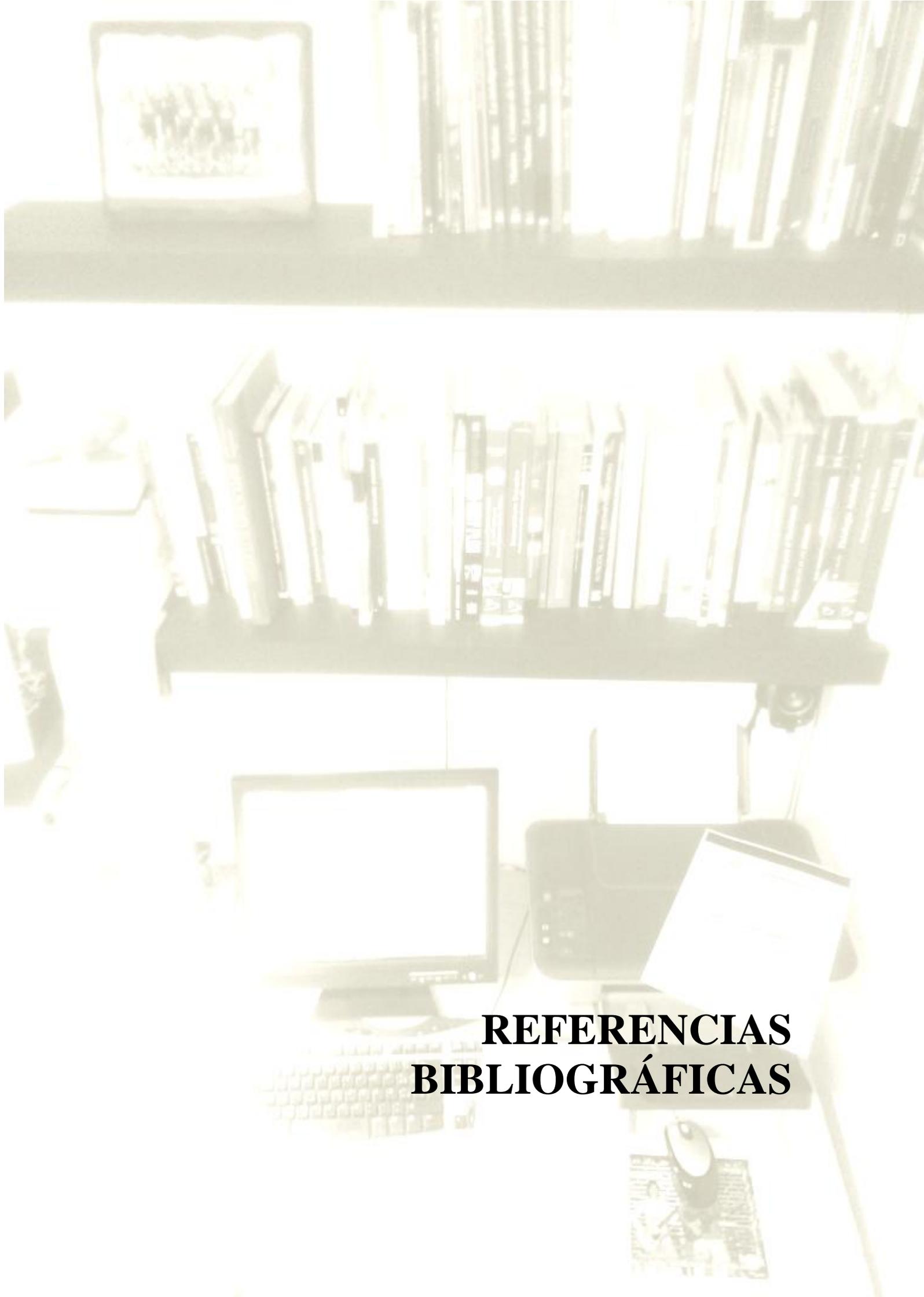
CONCLUSIONES

6 CONCLUSIONES

1. No existen diferencias entre los jugadores de élite de balonmano playa y los deportistas de disciplinas de no lanzamiento en lo que se refiere al índice de fatiga de la musculatura rotadora del complejo articular del hombro.
2. Los jugadores de balonmano playa tienen mayores momentos máximos de fuerza en la musculatura rotadora del complejo articular del hombro cuando se compararan con deportistas de disciplinas con ausencia de lanzamiento.
3. Los jugadores de élite de balonmano playa ejercen mayores momentos máximos de fuerza con los músculos rotadores internos del miembro dominante cuando se comparan con su miembro no dominante. Los deportistas de disciplinas con ausencia de lanzamiento muestran resultados muy similares.
4. Los jugadores de élite de balonmano playa muestran en su musculatura rotadora mayores valores de potencia media, mayores valores en el momento de fuerza 0,18 segundos y menores tiempos de aceleración cuando se comparan con los deportistas de disciplinas con ausencia de lanzamiento. Los resultados de estas variables indican que los jugadores de balonmano playa tienen mejores prestaciones de fuerza explosiva.
5. Los jugadores de élite de balonmano playa no manifiestan mayores desequilibrios musculares en el complejo articular del hombro si se comparan con deportistas de disciplinas con ausencia de lanzamiento. Por contra, los valores de la musculatura agonista-antagonista de los jugadores de élite de

balonmano playa muestran tendencias similares a los valores que se observan en los deportistas de disciplinas de lanzamiento.

6. Existe relación entre la envergadura y el índice de masa corporal de los jugadores de élite de balonmano playa y de los deportistas de disciplinas con ausencia de lanzamiento, y el momento máximo de fuerza de los músculos rotadores del hombro.
 - Las relaciones entre la envergadura y el índice de masa corporal con el momento máximo de fuerza son menores en los jugadores de élite de balonmano playa si se comparan con deportistas de disciplinas con ausencia de lanzamiento.



**REFERENCIAS
BIBLIOGRÁFICAS**

7 REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- (1) Andrade MDS, Fleury AM, De Lira CAB, Dubas JP, Da Silva AC. Profile of isokinetic eccentric-to-concentric strength ratios of shoulder rotator muscles in elite female team handball players. *J Sports Sci* 2010;28(7):743-749.
- (2) Terreros JL, Navas FJ, Gómez-Carramiñana MA, Aragonés MT. Valoración funcional. Aplicaciones al entrenamiento deportivo. Madrid: Gymnos; 2003.
- (3) Perrin DH. Isocinética: ejercicios y evaluación. Barcelona: Ediciones Bellaterra; 1994.
- (4) Anderson VB, Anderson VB, bialocerkowski AE, Bennell KL. Test-retest reliability of glenohumeral internal and external rotation strength in chronic rotator cuff pathology. *Physical therapy in sport* 2006;7(3):115-121.
- (5) Yuzer S, Aydog E, Gurcay E, Unlu E, Cakci, A. Test-retest reproducibility of isokinetic lifting strength measurements. *Isokinetics & Exercise Science* 2008;16:113-118.
- (6) Cingel vR. Strength Values of Shoulder Internal and External Rotator in Elite Volleyball Players. *J Sport Rehab* 2006;15(3):237-245.
- (7) Julienne R. Isokinetic and electromyographic study of internal and external rotator muscles of tennis player. *Isokinetics Exerc Sci* 2007;15(3):173-182.
- (8) McMaster WC, Long SC, Caiozzo VJ. Isokinetic torque imbalances in the rotator cuff of the elite water-polo player. *Am J Sports Med* 1991;19(1):72-75.
- (9) Huesa Jiménez F. Isocinéticos: metodología y utilización. Madrid: MAPFRE; 2000.
- (10) Schünke M, Schulte E, Schumacher U, Voll M, Wesker K. Prometheus. Texto y atlas de anatomía. 2ª ed. Madrid: Panamericana; 2011.
- (11) Calais-Germain B. Anatomía para el Movimiento. 7ª Reimpresión ed. Barcelona: La Liebre de Marzo; 2007.
- (12) Kapandji AI. Fisiología Articular. 6ª ed. Madrid: Panamericana; 2007.
- (13) Szunyoghy A, Gyögy F. Anatomía humana para artistas. Barcelona: Könemann; 2000.

- (14) Huesa F, Carabias A. Isocinéticos: metodología y utilización. Madrid: MAPFRE; 2000.
- (15) Kuhlman JR, Iannotti JP, Kelly MJ, Riegler FX, Gevaert ML, Ergin TM. Isokinetic and isometric measurement of strength of external rotation and abduction of the shoulder. *Journal of Bone and Joint Surgery American* volume 1992;74A(9):1320-1333.
- (16) Codine P, Bernard PL, Pocholle M, Benaim C, Brun V. Influence of sports discipline on shoulder rotator cuff balance. *Med Sci Sports Exerc* 1997;29(11):1400-1425.
- (17) Hughes R, Niebur G, Liu J, An K. Comparison of two methods for computing abduction moment arms of the rotator cuff. *J Biomech* 1998;31(2):157.
- (18) Glousman R, Jobe F, Tibone J, Moynes D, Antonelli D, Perry J. Dynamic electromyographic analysis of the throwing shoulder with glenohumeral instability. *The Journal of Bone and Joint Surgery* 1988;70(2):220.
- (19) Kuechle DK, Newman SR, Itoi E, Niebur GL, Morrey BF, An KN. The relevance of the moment arm of shoulder muscles with respect to axial rotation of the glenohumeral joint in four positions. *Clin Biomech* 2000;15(5):322.
- (20) Labriola JE, Lee TQ, Debski RE, McMahon PJ. Stability and instability of the glenohumeral joint: The role of shoulder muscles. *Journal of shoulder and elbow surgery* 2005;14(1):32S.
- (21) Myers JB, Ju YY, Hwang JH, McMahon PJ, Rodosky MW, Lephart SM. Reflexive muscle activation alterations in shoulders with anterior glenohumeral instability. *Am J Sports Med* 2004;32(4):1013.
- (22) Junge A, Langevoort G, Pipe A, Peytavin A, Wong F, Mountjoy M, et al. Injuries in team sport tournaments during the 2004 Olympic Games. *Am Journal Sports Medicine* 2006;34(4):565-576.
- (23) Ortega M, Campos J, Párraga J, Rojas F, Gutiérrez-Davila M. Variabilidad de la secuencia temporal de la cadena cinética en el lanzamiento de balonmano. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y del Deporte/International Journal of Medicine and Science of Physical Activity and Sport* 2011;11(43):455-471.
- (24) Blanchard K, Cheska A. *Antropología del Deporte*. Barcelona: Bellaterra; 1986.
- (25) Cruz Pérez Guillorme A, Gerona Salaet T. *Psicología Aplicada al Balonmano*. Barcelona: Paidotribo; 2008.

- (26) Antón JL. Balonmano recreativo, para todos y en cualquier lugar. Madrid: Gymnos; 2001.
- (27) Filloy AH. Balonmano 1980. Barcelona: BOSGOS; 1979.
- (28) Gehrler A, Werkmeister N. Beach-Handball. Der Neue Sommersport. Göppingen: GA; 2006.
- (29) Bebetos G. Beach Handball from A to Z. Basel: International Handball Federation; 2012.
- (30) Curițianu I, Balint E, Tomele SC. An analytic study concerning the European Championship of handball and beach handball, Spain, 2006. Palestrica Mileniului III 2010;279-283.
- (31) Posada F. Introducción al balonmano playa. Comunicaciones técnicas RFEBM 2002;209:15-16.
- (32) Morillo Baro JP. Balonmano Playa. Sevilla: Wanceulen; 2009.
- (33) International Handball Federation. Rules of the game, beach handball. 2010.
- (34) San Pedro JM. Estudio monográfico del segundo portero de ataque en Campeonato del Mundo de Balonmano Playa Cádiz 2008. Efdeportes.com 2008;126:09/07/2013.
- (35) Lara Cobos D. La respuesta cardiaca durante la competición de balonmano playa femenino. Apunts. Medicina de l'Esport 2011;46(171):131-136.
- (36) Effects of a multistage shuttle run 15 meters test on heart rate, lactate and rating of perceived exertion in beach handball players. XVIII Annual Congress of the European College of sport science; 2013.
- (37) Tous Fajardo J. Nuevas tendencias en fuerza y musculación. Barcelona: Ergo; 1999.
- (38) Vittori C. El entrenamiento de la fuerza para el sprint. Red: revista de entrenamiento deportivo 1990;4(3):2-8.
- (39) Perrin DH, Robertson RJ, Ray RL. Bilateral Isokinetic Peak Torque, Torque Acceleration Energy, Power, and Work Relationships in Athletes and Nonathletes. J Orthop Sports Phys Ther 1987;9(5):184-189.
- (40) Boeckh-Behrens W, Buskies W. Entrenamiento de la fuerza. Badalona: Paidotribo; 2000.

- (41) Vrijens J. Entrenamiento razonado del deportista. Barcelona: INDE; 2006.
- (42) Bompa TO. Periodización: teoría y metodología del entrenamiento. Barcelona: Hispano Europea; 2007.
- (43) Espar X. Balonmano. Barcelona: Martinez Roca; 2001.
- (44) Antón JL. Balonmano. Táctica Grupal Defensiva. Concepto, Estructura y Metodología. Madrid: Grupo Editorial Universitario; 2002.
- (45) Rosal Asensio T. Entrenamiento de la fuerza explosiva en balonmano. Propuesta de un método de entrenamiento de contrastes. Comunicaciones técnicas RFEBM 2002(220):8-15.
- (46) Cometti G. Los métodos modernos de musculación. 4ª ed. Barcelona: Paidotribo; 2011.
- (47) Rosal Asensio T. Propuesta de un método de entrenamiento de contrastes. Aplicación práctica. Comunicaciones técnicas RFEBM 2002(221):2-15.
- (48) Naclerio F. Entrenamiento Deportivo. Fundamentos y aplicaciones en diferentes deportes. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 2011.
- (49) Hollander DB, Kraemer RR, Kilpatrick MW, Ramadan ZG, Reeves GV, Francois M, et al. Maximal eccentric and concentric strength discrepancies between young men and women for dynamic resistance exercise. The Journal of Strength & Conditioning Research 2007;21(1):37-40.
- (50) Meylan C, Cronin J, Nosaka K. Isoinertial assessment of eccentric muscular strength. Strength & Conditioning Journal 2008;30(2):56-64.
- (51) Materko W, Santos EL. Prediction of one repetition maximum strength (1RM) based on a submaximal strength in adult males. Isokinetics Exercise Science 2009;17(4):189-195.
- (52) Padullés JM, López JL. Valoración de la fuerza dinámica en la fase concéntrica del medio squat con atletas velocistas mediante la tecnología Ergo Power conectada al Muscledlab. Colección ICD: Investigación en Ciencias del Deporte 2011(21):110-126.
- (53) Palao JM, Valadés D. Testing protocol for monitoring upper-body strength using medicine balls. Journal of Humna Sport & Exercise 2013;8(2):334-341.
- (54) Hislop HJ, Perrine JJ. The isokinetic concept of exercise. Physical Therapy 1967 Feb;47(2):114-117.

- (55) Thistle HG, Hislop HJ, Moffroid M, Loman EW. Isokinetic contraction: A new concept of resistive exercise. *Archive Physical Medicine Rehabilitation* 1967;48:279-282.
- (56) Hinson MN, Smith WC, Funk S. Isokinetics: a clarification. *Res Q* 1979 Mar;50(1):30-35.
- (57) Slocker de Arce AM. Isocinética de la rodilla: estado actual. *Fisioterapia* 1998;20(90):9024.
- (58) Chaler J, Abril MA, Alcázar A, Garreta R, Pujol E, Ramos JA, et al. Evaluación de la sinceridad del esfuerzo en el hombro mediante dinamometría isocinética. *Rehabilitación* 2002;36(5):284.
- (59) Remaud A, Cornu C, Guével A. Neuromuscular adaptations to 8-week strength training: isotonic versus isokinetic mode. *European Journal Applied Physiology* 2010;108(1):59-69.
- (60) Van Meeteren J, Roebroek ME, Selles RW, Stam HJ. Responsiveness of isokinetic dynamometry parameters, pain and activity level scores to evaluate changes in patients with capsulitis of the shoulder. *Clinical Rehabilitation* 2006;20(6):496.
- (61) De Toledo JM. Torque and Force Production During Shoulder External Rotation: Differences Between Transverse and Sagittal Planes. *Journal of Applied Biomechanics* 2008;24(1):51-57.
- (62) Walmsley RP, Szybbo C. A comparative study of the torque generated by the shoulder internal and external rotator muscles in different positions and at varying speeds. *Journal Orthopaedic Sports Physical Therapy* 1987;9(6):217.
- (63) Julienne R, Gauthier A, Davenne D. Fatigue-resistance of the internal rotator muscles in the tennis player's shoulder: Isokinetic and electromyographic analysis. *Physical Therapy in Sport* 2012;13(1):22-6.
- (64) Chaler J. Identification of feigned maximal shoulder external rotation effort. *Clinical Rehabilitation* 2007;21(3):241-247.
- (65) Gozlan G, Bensoussan L, Coudreuse JM, Fondarai J, Gremeaux V, Viton JM, et al. Mesure de la force des muscles rotateurs de l'épaule chez des sportifs sains de haut niveau (natation, volley-ball, tennis) par dynamomètre isocinétique : comparaison entre épaule dominante et non dominante. *Annales de réadaptation et de médecine physique* 2006;49:8-15.

- (66) Cha J, Kim J, Hong J, Choi Y, Kim M, Cho J, et al. A 12-week rehabilitation program improves body composition, pain sensation, and internal/external torques of baseball pitchers with shoulder impingement symptom. *Journal of Exercise Rehabilitation* 2014;10(1):35-44.
- (67) Dauty M, Nocet S, Tortellier L, Potiron-Josse M, Gouin F, Dubois C. Comparaison de la force isocinétique des rotateurs de l'épaule chez les sportifs de haut niveau pratiquant la voile et les sujets témoins appariés. *Science & Sports* 2006 6;21(3):154-158.
- (68) Catasús Clavé ML, Díaz Aristizabal U, García Almazán C, Ribera Alcázar A, Guillén Solá A, Santín Paredes J. Correlación de los datos isocinéticos y la resonancia magnética en las lesiones de cofia rotadora. *Rehabilitación* 2003;37(4):176-180.
- (69) Dauty M, Dauty M, Kitar E, Dubois. C, Potiron-Josse M. Relation entre le lancer de balle et la force isocinetique des rotateurs d'épaule chez le handballeur de haut niveau. *Science sports* 2005;20(6):300.
- (70) Stickley C, Hetzler R, Freemyer B, Kimura I. Isokinetic Peak Torque Ratios and Shoulder Injury History in Adolescent Female Volleyball Athletes. *Journal of Athletic Training* 2008;43(6):571.
- (71) Shklar A, Dvir Z. Isokinetic strength relationships in shoulder muscles. *Clinical Biomechanics* 1995;10(7):369.
- (72) Sugimoto D, Sugimoto D, Blanpied P. Flexible Foil Exercise and Shoulder Internal and External Rotation Strength. *Journal of athletic training* 2006;41(3):280.
- (73) Edouard P, Codine P, Samozino P, Bernard P, Hérisson C, Gremeaux V. Reliability of shoulder rotators isokinetic strength imbalance measured using the Biodex dynamometer. *Journal of Science and Medicine in Sport* 2012;16(2):162-168.
- (74) Stuelcken MC. Shoulder strength and range of motion in elite female cricket fast bowlers with and without a history of shoulder pain. *Journal of Science & Medicine in Sport* 2008;11(6):575-580.
- (75) Cools AM, Witvrouw EE, Mahieu NN, Danneels LA. Isokinetic Scapular Muscle Performance in Overhead Athletes With and Without Impingement Symptoms. *Journal of Athletic Training* 2005;40(2):104-110.
- (76) Iida N, Kaneko F, Aoki N, Shibata E. The effect of fatigued internal rotator and external rotator muscles of the shoulder on the shoulder position sense. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2013.

- (77) Mullaney M, McHugh M. Concentric and eccentric muscle fatigue of the shoulder rotators. *International Journal Sports Medicine* 2006;27(09):725-729.
- (78) Zapartidis I. Throwing effectiveness and rotational strength of the shoulder in team handball. *Journal of Sports Medicine & Physical Fitness* 2007;47(2):169-178.
- (79) Cools A, Witvrouw E, Declercq G, Vanderstraeten G, Cambier D. Evaluation of isokinetic force production and associated muscle activity in the scapular rotators during a protraction-retraction movement in overhead athletes with impingement symptoms. *British Journal of Sports Medicine* 2004;38(1):64.
- (80) Egret C, Tourny-Chollet C, Leroy D, Normand M. Effets d'une pratique sportive intensive sur les ratio musculaires agonistes/antagonistes de l'épaule. *Cinesiologie la Revue Internationale des Medecins du Sport* 2000;39(189):11.
- (81) Andrade MS, Vancini RL, Lira CA, Mascarini NC, Fachina RJ, Silva AC. Shoulder isokinetic profile of male handball players of the Brazilian National Team. *Brazilian Journal of Physical Therapy* 2013(AHEAD):00-00.
- (82) Bayios IA, Anastasopoulou EM, Sioudris DS, Boudolos KD. Relationship between isokinetic strength of the internal and external shoulder rotators and ball velocity in team handball. *Journal Sports Medicine Physical Fitness* 2001;41(2):229.
- (83) Batalha NMP, Marinho DA, Raimundo AM, Silva AJ, Fernandes OJSM, Tomas-Carus P. Shoulder rotator isokinetic strength profile in young swimmers. *Brazilian Journal of Kinanthropometry and Human Performance* 2012;14(5):545-553.
- (84) Fernandes F, Penido O, Pereira VL. Correlação entre a dinamometria e teste funcional em atletas de handebol. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte* 2014;20(3):172-175.
- (85) Andrade MdS, de Lira, Claudio Andre Barbosa, Vancini RL, de Almeida AA, Benedito-Silva AA, da Silva AC. Profiling the isokinetic shoulder rotator muscle strength in 13-to 36-year-old male and female handball players. *Physical Therapy in Sport* 2013.
- (86) Chandler TJ, Kibler WB, Stracener EC, Ziegler AK, Pace B. Shoulder strength, power, and endurance in college tennis players. *American Journal Sports Medicine* 1992;20(4):455-458.
- (87) Ellenbecker TS, Davies GJ, Rowinski MJ. Concentric versus eccentric isokinetic strengthening of the rotator cuff. Objective data versus functional test. *The American Journal of Sports Medicine* 1988;16(1):64.

- (88) Ng G, Lam P. A study of antagonist/agonist isokinetic work ratios of shoulder rotators in men who play badminton. *Journal Orthopaedic Sports Physical Therapy* 2002;32(8):399.
- (89) Ellenbecker TS, Mattalino AJ. Concentric isokinetic shoulder internal and external rotation strength in professional baseball pitchers. *Journal Orthopaedic Sports Physical Therapy* 1997;25(5):323.
- (90) Noffal GJ. Isokinetic eccentric-to-concentric strength ratios of the shoulder rotator muscles in throwers and nonthrowers. *American Journal Sports Medicine* 2003;31(4):537.
- (91) Connelly Maddux RE, Kibler WB, Uhl TL. Isokinetic peak torque and work values for the shoulder. *Journal Orthopaedic Sports Physical Therapy* 1989;10(7):264.
- (92) Baltaci G. Isokinetic performance at diagonal pattern and shoulder mobility in elite overhead athletes. *Scandinavian Journal Medicine Science Sports* 2004;CCCC; 14(4):231-238.
- (93) Cingel v. Isokinetic strength values, conventional ratio and dynamic control ratio of shoulder rotator muscles in elite badminton players. *Isokinetics Exercise Science* 2007;15(4):287-293.
- (94) Fleck SJ, Smith SL, Craib MW, Denaham T, Snow RE, Mitchell ML. Upper extremity isokinetic torque and throwing velocity in team handball. *The Journal of Applied Sport Science Research* 1992;6(2):120.
- (95) García C. Correlación de los datos isocinéticos y la resonancia magnética en las lesiones de cofia rotadora. 2003;37(4):176-180.
- (96) Cook EE, Gray VL, Savinar-Nogue E, Medeiros J. Shoulder antagonistic strength ratios: a comparison between college-level baseball pitchers and nonpitchers. *Journal Orthopaedic Sports Physical Therapy* 1987;8(9):451.
- (97) Bosco C. La fuerza muscular: aspectos metodológicos. Barcelona: INDE; 2000.
- (98) Martínez Martín I. Preparación física. Curso Nacional de Entrenadores. 2006.
- (99) Álvarez del Villar C. La preparación física del fútbol basada en el atletismo. 3ª ed. Madrid: Gymnos; 1987.
- (100) Hulens M. Study of differences in peripheral muscle strength of lean versus obese women: an allometric approach. *International Journal Obesity* 2001;25(5):676.

- (101) Baecke JA, Burema J, Frijters JE. A short questionnaire for the measurement of habitual physical activity in epidemiological studies. *American Journal Clinical Nutrition* 1982;36(5):936.
- (102) Debanne T, Laffaye G. Predicting the throwing velocity of the ball in handball with anthropometric variables and isotonic tests. *Journal Sports Science* 2011;99999(1):1-9.
- (103) Srhoj V, Rogulj N, Papić V, Foretić N, Čavala M. The Influence of Anthropological Features on Ball Flight Speed in Handball. *Collegium Antropologicum* 2012;36(3):967-972.
- (104) Martínez González-Moro I. Isocinéticos en medicina del deporte. *Selección* 1998;7(2):88-94.
- (105) Slocker AM. Análisis isocinético de la flexo-extensión de la rodilla y su relación con la antropometría del miembro inferior. *Rehabilitación* 2002;36(2):86-92.
- (106) Slocker AM. Diferencias de fuerza muscular para la extensión y flexión de la rodilla mediante estudio isocinético. *Rehabilitación* 2000;34(2):147-152.
- (107) Mayer F, Horstmann T, Roecker K, Heitkamp HC, Dickhuth HH. Normal values of isokinetic maximum strength, the strength/velocity curve, and the angle at peak torque of all degrees of freedom in the shoulder. *International Journal Sports Medicine* 1994;15(1):S19.
- (108) Slocker de Arce AM, Carrascosa Sánchez J, Gómez Pellico L. Diferencias de fuerza muscular para la extensión y la flexión de la rodilla mediante estudio isocinético. *Rehabilitación* 2000;34(2):147-151.
- (109) Muscle Strength and ACL injury in portuguese female handball players. *EHF Scientific Conference 2011. Science and Analytical Expertise in Handball*; 2011.
- (110) Holmes JR, Alderink GJ. Isokinetic strength characteristics of the quadriceps femoris and hamstring muscles in high school students. *Physical Therapy* 1984;64(6):914.
- (111) Latikka P, Battié MC, Videman T, Gibbons LE. Correlations of isokinetic and psychophysical back lift and static back extensor endurance tests in men. *Clinical Biomechanics* 1995 9;10(6):325-330.
- (112) Yoon TS, Park DS, Kang SW, Chun S, Shin JS. Isometric and isokinetic torque curves at the knee joint. *Yonsei Medicinal Journal* 1991;32(1):33-43.

- (113) Delitto A, Crandell CE, Rose SJ. Peak torque-to-body weight ratios in the trunk: a critical analysis. *Physical Therapy* 1989;69(2):138.
- (114) Özçakar L, İnanıcı F, Kaymak B, Abalı G, Cetin A, Hascelik Z. Quantification of the weakness and fatigue in thoracic outlet syndrome with isokinetic measurements. *British Journal Sports Medicine* 2005;39(3):178-181.
- (115) Byram IR, Bushnell BD, Dugger K, Charron K, Harrell FE, Noonan TJ. Preseason Shoulder Strength Measurements in Professional Baseball Pitchers. *American Journal Sports Medicine* 2010;38(7):1375.
- (116) Carrascosa Sánchez J, Gómez Pellico L, Slocker de Arce AM, Clemente de Arriba C, Fernández-Camacho J. Isokinetic handedness in the abduction-adduction movement of shoulder. *European Journal of Anatomy* 1999;3(1):41-49.
- (117) Pascal E, Calmels P, Degache F. The effect of gravitational correction on shoulder internal and external rotation strength. *Isokinetics & Exercise Science* 2009;17:35-39.
- (118) Reinold MM, Gill TJ. Current Concepts in the Evaluation and Treatment of the Shoulder in Overhead-Throwing Athletes, Part 1: Physical Characteristics and Clinical Examination. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach* 2010;2(1):39.
- (119) Kelly BT, Backus SI, Warren RF, Williams RJ. Electromyographic analysis and phase definition of the overhead football throw. *American Journal Sports Medicine* 2002;30(6):837.
- (120) Blevins FT, Hayes WM, Warren RF. Rotator cuff injury in contact athletes. *American Journal Sports Medicine* 1996;24(3):263.
- (121) Walton J, Paxinos A, Tzannes A, Callanan M, Hayes K, Murrell GAC. The unstable shoulder in the adolescent athlete. *American Journal Sports Medicine* 2002;30(5):758.
- (122) Roach CJ, Cameron KL, Westrick RB, Posner MA, Owens BD. Rotator Cuff Weakness Is Not a Risk Factor for First-Time Anterior Glenohumeral Instability. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine* 2013;1(1):1-6.
- (123) Lajtai G, Pfirrmann CWA, Aitzetmüller G, Pirkl C, Gerber C, Jost B. The Shoulders of Professional Beach Volleyball Players. *American Journal Sports Medicine* 2009;37(7):1375-1383.
- (124) Mullaney MJ. Concentric and Eccentric Muscle Fatigue of the Shoulder Rotators. *International Journal Sports Medicine* 2006;27(9):725-729.

- (125) Slocker de Arce AM, Carrascosa Sánchez J, Fernández-Camacho J, Clemente de Arriba C, Gómez Pellico L. Isokinetic evaluation of the healthy knee: position of the joint at the peak torque. *Isokinetics & Exercise Science* 2000;8:1-4.
- (126) Bernard PL, Codine P, Minier J. Isokinetic shoulder rotator muscles in wheelchair athletes. *Journal Spinal Cord Medicine* 2004 04;42(4):222-229.
- (127) Gutiérrez-Dávila M, Ortega M, Montilla JAP, Campos J, Ruiz FJR. Variabilidad de la secuencia temporal de la cadena cinética en el lanzamiento de balonmano. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y del Deporte* 2011(43):2-2.
- (128) Pieper H. Humeral torsion in the throwing arm of handball players. *American Journal Sports Medicine* 1998;26(2):247-253.
- (129) Yildiz Y, Aydin T, Sekir U, Kiralp M, Hazneci B, Kalyon TA. Shoulder terminal range eccentric antagonist/concentric agonist strength ratios in overhead athletes. *Escandinavian Journal Medicine Science Sports* 2006;16(3):174-180.
- (130) Orozco L, Camargo D. Evaluación de tecnologías diagnósticas y tipos de muestreos. *Biomédica* 1997;17(4):321-324.
- (131) Thomas JR, Nelson JK. Métodos de investigación en actividad física. Badalona: Paidotribo; 2007.
- (132) Manzini JL. Declaración de Helsinki: Principios éticos para la investigación médica sobre sujetos humanos. *Acta Bioethica* 2000;6(2):321-334.
- (133) Chamorro RPG. Manual de antropometría. Sevilla: Wanceulen Editorial Deportiva, SL; 2005.
- (134) Durnin J, Womersley J. Body fat assessed from total body density and its estimation from skinfold thickness: measurements on 481 men and women aged from 16 to 72 years. *British Journal Nutrition* 1974;32(1):77-97.
- (135) Siri WE. Body composition from fluid spaces and density: analysis of methods. *Techniques for measuring body composition* 1961;61:223-244.
- (136) Software Manual Biodex System 3. New York: Biodex Medical Systems.
- (137) Cristina Granados Domínguez. Características antropométricas, condición física y velocidad de lanzamiento en balonmano de élite y amateur. Servicio Editorial de la Universidad del País Vasco/Euskal Herriko Unibertsitatearen Argitalpen Zerbitzua; 2014.

- (138) Marques MC, van den Tillaar R, Vescovi JD, González-Badillo JJ. Relationship between throwing velocity, muscle power, and bar velocity during bench press in elite handball players. *International Journal of Sports Physiology and Performance* 2007;2(4):414.
- (139) de Souza Bezerra E, Simão R. Características antropométricas de atletas adultos de handebol. *Fitness & Performance Journal* 2006(5):318-324.
- (140) Pardo A, González L, Mayo C. Estudio de la cadena cinética del lanzamiento en salto en balonmano femenino ante situaciones de colaboración entre las defensoras y la portera. *Selección* 2007;16(2):71.
- (141) Hill T. Torque it up: reliability and variability of isokinetic peak torque and angle of peak torque. Thesis, Master of Physical Education 2014. University of Otago.
- (142) Brughelli M, Cronin J, Nosaka K. Muscle architecture and optimum angle of the knee flexors and extensors: a comparison between cyclists and Australian Rules football players. *Journal Strength Conditioning Research* 2010 Mar;24(3):717-721.
- (143) Brockett CL, Morgan DL, Proske UWE. Human hamstring muscles adapt to eccentric exercise by changing optimum length. *Medicine Science Sports Exercise* 2001;33(5):783-790.
- (144) Baechle TR, Earle RW. Principios del entrenamiento de la fuerza y del acondicionamiento físico. 2ª ed. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 2007.
- (145) Uzun S, Kasap H, Şayli Ö, Tatar Y, Çotuk B. The evaluation of fatigue during isometric contractions in elite wrestlers and sedentary subjects by surface EMG. 2013;1:1-8.
- (146) Kotzamanidou M. Differences in recovery process between adult and prepubertal males after a maximal isokinetic fatigue task. *Isokinetics Exercise Science* 2005;13(4):261-266.
- (147) Ellenbecker TS, Davies GJ. The application of isokinetics in testing and rehabilitation of the shoulder complex. *Journal of Athletic Training* 2000;35(3):338.
- (148) Ballesteros E, Durán C, Planas A, Bedoya J, Vernetta M. Fuerza y dominancia lateral. *Apuntes: Educación Física y Deportes* 1997;47:74-80.
- (149) Aguilar-Martínez D, Chiroso LJ, Martín I, Chiroso IJ, Cuadrado-Reyes J. Efecto del entrenamiento de la potencia sobre la velocidad de lanzamiento en balonmano. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y del Deporte* 2012(48):9-9.

(150) García J. Dinamometría Isocinética. 2005;39(6):288-296.

(151) García Díaz J. Monitorización isocinética del tratamiento rehabilitador tras cirugía artroscópica del hombro: dos ejemplos de su uso en el ámbito laboral. Patología del aparato locomotor de la Fundación MAPFRE Medicina 2004;2(2):126-130.

(152) The relation between percentage of body fat and measures of running speed, jump power and VO₂max consumption in slovenian junio elite handball players. EHF Scientific Conference 2011. Science and Analytical Expertise in Handball; 2011.



ANEXOS

Anexos

8 ANEXOS

8.1 ANEXO I - Consentimiento informado de participación voluntaria

CONSENTIMIENTO INFORMADO DE PARTICIPACIÓN VOLUNTARIA

1. Juan Carlos Zapardiel Cortés, Licenciado en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte, ha solicitado mi participación en el estudio de investigación de “La Valoración Isocinética Concéntrica de la Rotación Externa e Interna del Hombro en Modo Neutral”. Este estudio del Área de Biomecánica se lleva a cabo en el Departamento de Anatomía y Embriología Humanas de la Facultad de Medicina (Universidad de Alcalá).
2. Se me ha informado de que el objetivo de la investigación consiste en realizar una valoración de los movimientos de rotación externa e interna del hombro mediante dinamometría isocinética.
3. Mi participación consiste en la realización de una prueba de movimiento concéntrico isocinético de rotación interna/externa bilateral del hombro en un dinamómetro Biodex-3. De la misma manera, se me ha informado que se me realizarán las siguientes mediciones:
 - a. Antropométricas: pliegues cutáneos (bicipital, tricipital, subescapular y cresta iliaca), perímetros (brazo relajado, brazo flexionado en máxima tensión, cintura, glúteos, muslo medial y pantorrilla) y longitudes (envergadura brazos y acromion-tercer dedo).
 - b. Fuerza de la mano: mediante dinamómetro hidráulico y medidor mecánico de pellizcos.
 - c. Balance articular.
4. Tengo conocimiento de que los ejercicios y test planificados no suponen ningún riesgo o que es mínimo, pero que si en algún momento sintiese molestias por la ejecución de dichos ejercicios, lo indicaría y se suspenderían de inmediato.
5. Tengo conocimiento de que se publicarán los resultados del estudio pero sin revelar mi identidad y que se me facilitarán personalmente los resultados individuales y globales de la investigación en el caso de que lo solicite expresamente al investigador responsable.
6. Tengo conocimiento de que la participación en este estudio será voluntaria y no recibiré compensación alguna por mi colaboración.
7. Me han informado de que cualquier pregunta sobre el proyecto o sobre mi colaboración en él, antes o después de mi consentimiento, será respondida por Juan Carlos Zapardiel Cortés, persona responsable del proyecto. Su correo electrónico es: carlos.zapardiel@uah.es, y su teléfono es: 658510784.
8. Conozco el derecho que me ampara basado en la Ley Orgánica 15/1999 de Protección de Datos de acceder, rectificar, cancelar y oponerme al tratamiento de mis datos personales. Para lo cual deberé dirigir un correo electrónico a la dirección anotada en el punto 7 de este documento, indicando la acción solicitada.
9. He leído la información anterior. Se me han explicado las características del proyecto y el tipo de participación que debo realizar. Acepto participar en el mismo sabiendo que en cualquier momento puedo retirar el consentimiento sin penalización ni pérdidas de beneficios. Al firmar este documento no estoy renunciando a ningún tipo de reclamación legal.

Se me entregará una copia de este formulario de consentimiento.

Nombre del Apellidos: _____

NIF: _____

Firma el sujeto: _____ Fecha: _____

8.2 ANEXO II – Informe del comité de ética



(A rellenar por la Secretaría)
Cód. CEI: 2012/027/01/20120322

Proyecto:

COMITÉ DE ÉTICA DE LA INVESTIGACIÓN

INFORME

El Comité de Ética de la Investigación de la Universidad de Alcalá, reunido en fecha 22 de marzo de 2012, ha evaluado el proyecto de investigación titulado **“Valoración funcional isocinética de los músculos rotadores del complejo articular del hombro”**, dirigido por el Prof. D. **Juan Carlos Zapardiel Cortés**, del Departamento de Anatomía y Embriología Humana de esta Universidad.

Analizados los extremos acreditados en el expediente, el Comité considera que el proyecto de investigación y el procedimiento evaluado son correctos desde el punto de vista ético y metodológico, y por lo tanto da su informe **FAVORABLE**.

Y para que conste, se firma este informe en Alcalá de Henares, a 12 de abril de 2012.

UNIVERSIDAD DE ALCALÁ. PATRIMONIO DE LA HUMANIDAD

María Luisa Marina Alegre
Presidenta del CEI



Dolores Alonso Martos
Secretaria del CEI

PROF. D. JUAN CARLOS ZAPARDIEL CORTÉS
DEPARTAMENTO DE ANATOMÍA Y EMBRIOLOGÍA HUMANA
FACULTAD DE MEDICINA

8.3 ANEXO III - Ficha técnica

FICHA TÉCNICA					
DATOS FILIACIÓN					
NOMBRE			Nº REGISTRO		
APELLIDOS			FECHA NACIMT.		
DOMICILIO			ANOS		
TELEFONO			FECHA PRUEBA		
EMAIL			HORA PRUEBA		
ACTIVIDAD PROFESI.			FUMA		
SEXO			HORAS SUENO		
BEBE ALCOHOL					
EDAD MENARQUIA					
HISTORIA DEPORTIVA					
SEDENTARIO					
DEPORTE			MODALIDAD		
ANOS DE PRACTICA			ANOS COMPETI		
DÍAS ENTRENAMIENTO			HORAS SESION		
DATOS ANTROPOMETRICOS					
ALTURA (cm)		MASA CORPORAL (Kg.)			
ENVERGADURA (m)		LONGITUD ACROM. - 3 D (m)			
IMC	#;DIV/0!				
PERIMETROS					
BRAZO (cm)		BRAZO FLEX (cm)		CINTURA (cm)	
CADERA (cm)		MUSLO (cm)		PANTORILLA (cm)	
ICC	#;DIV/0!				
PLIEGUES					
BICCIPITAL (mm)		TRICCIPITAL		SUBESCAPULAR (mm)	
CRESTA ILIACA		% MASA GRASA H	#;NUM!	% MASA GRASA M	#;NUM!
MASA GRASA (Kg.) H	#;NUM!	MASA GRASA (Kg.) M	#;NUM!		
MASA MAGRA (Kg.) H	#;NUM!	MASA MAGRA (Kg.) M	#;NUM!		
LESIONES Y OTROS DATOS	Describir el tipo de entrenamiento de fuerza, velocidad, resistencia y flexibilidad.				
DATOS PRUEBA					
SITUACION DINAMOMETRO		ALTURA DINAMOMETRO			
SITUACION SILLON		ALTURA SILLON			

Anexos

DATOS FILIACION				
NOMBRE	0			
APELLIDOS	0		Nº HISTORIA	
DOMICILIO	0		FECHA NACIMT.	0 0 0
TELEFONO	0		ANOS	0
EMAIL	0		FECHA PRUEBA	0 0 0
HISTORIA DEPORTIVA				
SEDENTARIO	0			0
DEPORTE	0		MODALIDAD	0
ANOS DE PRACTICA	0		ANOS COMPETI	0
DIAS ENTRENAMIENTO	0		HORAS SESION	0
HISTORIA CLINICA				
ENFERMEDADES SIST.			ALERGIAS	
EDAD MENARQUIA	0		DISMETRIAS	
DOLOR LUMBAR (1 año)			CIRUGIAS	
MEDICACIONES			AYUDAS ERGOG.	
DATOS ANTROPOMETRICOS				
DOMINANCIA MIEMB. S.			DOMIN. M. I.	
PESO (Kg.)	0		TALLA (cm)	0
Diametro Biestiloideo	DERECHO		IZQUIERDO	
Circunferencia Muñeca	DERECHA		IZQUIERDA	
FUERZA MANO				
DINAMÓMETRO HIDRÁULICO (Kg.)				
DERECHA				
IZQUIERDA				
MEDIDOR MECANICO DE PELLIZCOS (Kg.)				
PELLIZCO YEMA				
DERECHA				
IZQUIERDA				
PELLIZCO LLAVE				
DERECHA				
IZQUIERDA				
PELLIZCO PALMAR				
DERECHA				
IZQUIERDA				
BALANCE ARTICULAR				
MUÑECA				
FLEXION	DERECHA		IZQUIERDA	
EXTENSION	DERECHA		IZQUIERDA	
INCLINACION RADIAL	DERECHA		IZQUIERDA	
INCLINACION CUBITAL	DERECHA		IZQUIERDA	
HOMBRO				
ROTACION EXTERNA	DERECHA		IZQUIERDA	
ROTACION INTERNA	DERECHA		IZQUIERDA	
FLEXION/ANTEVERS	DERECHA		IZQUIERDA	
EXTENSION/RETROV	DERECHA		IZQUIERDA	
ABDUCCION	DERECHA		IZQUIERDA	
ADDUCCION	DERECHA		IZQUIERDA	
SULCUS TEST	DERECHA		IZQUIERDA	
NESTABILIDAD ANTER	DERECHA		IZQUIERDA	
HIPERELASTICIDAD				
CODO	DERECHA		IZQUIERDA	
PULGAR	DERECHA		IZQUIERDA	
MENIQUE	DERECHA		IZQUIERDA	
RODILLA	DERECHA		IZQUIERDA	
DDS				

8.4 ANEXO IV – Resultados prueba de normalidad

Pruebas de normalidad				Pruebas de normalidad			
	Kolmogorov-Smirnov ^a				Kolmogorov-Smirnov ^a		
	Estadístico	gl	Sig.		Estadístico	gl	Sig.
ANO	,167	64	,000	M18RED180	,087	64	,200 [*]
EDAD	,167	64	,000	M18REND180	,112	64	,044
Talla	,079	64	,200 [*]	M18RID180	,072	64	,200 [*]
Peso	,122	64	,019	M18RIND180	,086	64	,200 [*]
Envergadura	,091	64	,200 [*]	PMRED60	,078	64	,200 [*]
Long. Brazo	,065	64	,200 [*]	PMREND60	,067	64	,200 [*]
IMC	,147	64	,002	PMRID60	,066	64	,200 [*]
AMMRED60	,217	64	,000	PMRIND60	,095	64	,200 [*]
AMMREND60	,167	64	,000	PMRED180	,070	64	,200 [*]
AMMRID60	,113	64	,040	PMREND180	,109	64	,057
AMMRIND60	,106	64	,072	PMRID180	,048	64	,200 [*]
AMMRED180	,287	64	,000	PMRIND180	,068	64	,200 [*]
AMMREND180	,261	64	,000	RAAID60	,063	64	,200 [*]
AMMRID180	,241	64	,000	RAAIND60	,084	64	,200 [*]
AMMRIND180	,249	64	,000	RAAID180	,082	64	,200 [*]
FRED60	,054	64	,200 [*]	RAAIND180	,097	64	,200 [*]
FREND60	,092	64	,200 [*]	TARE60	,214	64	,000
FRID60	,116	64	,032	TAREND60	,216	64	,000
FRIND60	,119	64	,026	TARID60	,170	64	,000
FRED180	,080	64	,200 [*]	TARIND60	,228	64	,000
FREND180	,067	64	,200 [*]	TARE60	,209	64	,000
FRID180	,117	64	,028	TAREND180	,193	64	,000
FRIND180	,114	64	,037	TARID180	,226	64	,000
MMRED60	,083	64	,200 [*]	TARIND180	,207	64	,000
MMREND60	,063	64	,200 [*]	TMMRED60	,199	64	,000
MMRID60	,049	64	,200 [*]	TMMREND60	,161	64	,000
MMRIND60	,087	64	,200 [*]	TMMRID60	,101	64	,175
MMRED180	,075	64	,200 [*]	TMMRIND60	,098	64	,200 [*]
MMREND180	,069	64	,200 [*]	TMMRED180	,306	64	,000
MMRID180	,063	64	,200 [*]	TMMREND180	,261	64	,000
MMRIND180	,065	64	,200 [*]	TMMRID180	,244	64	,000
MMPMRED60	,050	64	,200 [*]	TMMRIND180	,265	64	,000
MMPMREND60	,072	64	,200 [*]				
MMPMRID60	,053	64	,200 [*]				
MMPMRIND60	,104	64	,085				
MMPMRED180	,056	64	,200 [*]				
MMPMREND180	,093	64	,200 [*]				
MMPMRID180	,059	64	,200 [*]				
MMPMRIND180	,078	64	,200 [*]				
M18RED60	,080	64	,200 [*]				
M18REND60	,067	64	,200 [*]				
M18RID60	,059	64	,200 [*]				
M18RIND60	,086	64	,200 [*]				

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors

