



UNIVERSIDAD CARLOS III DE MADRID

TESIS DOCTORAL

**Sistema Robótico Multimodal para Análisis y
Estudios en Biomecánica, Movimiento Humano
y Control Neuromotor**

Autor

ANDRÉS FELIPE RUÍZ OLAYA

Directores

**JOSÉ LUIS PONS ROVIRA, Ph.D.
ARTURO FORNER CORDERO, Ph.D.
CARLOS BALAGUER BERNALDO DE QUIRÓS, Ph.D.**

DEPARTAMENTO

INGENIERÍA DE SISTEMAS Y AUTOMÁTICA

Leganés, Octubre de 2008

Tesis Doctoral

Sistema Robótico Multimodal para Análisis y Estudios en Biomecánica, Movimiento Humano y Control Neuromotor

Autor: ANDRÉS FELIPE RUÍZ OLAYA

Directores: D. JOSÉ LUIS PONS ROVIRA, PH.D.
D. ARTURO FORNER CORDERO, PH.D.
D. CARLOS BALAGUER BERNALDO DE QUIRÓS, PH.D.

Firma del Tribunal Calificador:

	Nombre y apellidos	Firma
Presidente:		
Vocal:		
Vocal:		
Vocal:		
Secretario:		

Calificación:

Leganes, de de 2008

A mis padres...
A mis hermanos...
A los que han creído en mí...

Muere lentamente. . .

Muere lentamente quien no viaja, quien no lee, quien no escucha música, quien no halla encanto en sí mismo.

Muere lentamente quien destruye su amor propio; quien no se deja ayudar.

Muere lentamente quien se transforma en esclavo del hábito, repitiendo todos los días los mismos senderos; quien no cambia de rutina, no se arriesga a vestir un nuevo color o no conversa con quien desconoce.

Muere lentamente quien evita una pasión y su remolino de emociones; aquellas que rescatan el brillo de los ojos y los corazones decaídos.

Muere lentamente quien no cambia la vida cuando está insatisfecho con su trabajo, o su amor; quien no arriesga lo seguro por lo incierto para ir tras de un sueño; quien no se permite, por lo menos una vez en la vida, huir de los consejos sensatos...

Pablo Neruda.

Agradecimientos

El autor expresa sus agradecimientos a:

José Luis Pons R. y Arturo Forner-Cordero, por su colaboración, dedicación y aportes en el desarrollo de la tesis. Así mismo, por el trabajo conjunto en las publicaciones derivadas de la tesis.

Carlos Balaguer, por las tutorías y sus atinados consejos, en el marco del presente trabajo.

Eduardo Rocón, por quien sin su ayuda esta tesis no existiría. Además, por los inverosímiles momentos que compartimos a lo largo de estos años.

Al Instituto de Automática Industrial por darme la posibilidad de realizar el trabajo en sus instalaciones, por proporcionarme los medios que necesité, a su comunidad en general y a todas las personas que me acompañaron en la culminación de este trabajo doctoral.

A la Universidad Carlos III de Madrid, por la formación académica e investigativa que recibí.

A la Universidad del Valle en Colombia, donde me formé como ingeniero, de la que guardo gratos momentos, y donde obtuve la oportunidad hace algunos años de venir a Madrid.

A mis compañeros, amigos, colegas, conocidos, que han estado creciendo tanto personal como profesionalmente junto a mí, y que hacen mas ameno el día a día.

En Madrid, octubre de 2008.

Resumen

Actualmente existe una emergente necesidad en disponer de sistemas y plataformas que potencien estudios en diferentes ámbitos de investigación, que permitan establecer y configurar una serie de experimentos para explorar en aspectos relativos al movimiento humano, de control neuromotor o al análisis biomecánico, entre otros.

La presente tesis doctoral abarca tres vertientes: científica, tecnológica y experimental. La componente tecnológica se refiere a la implementación física de una plataforma robótica multimodal para análisis neuromotor. La componente científica está centrada en el modelado de la dinámica de las articulaciones humanas (específicamente el codo) y con la relación de dicha dinámica (en términos de viscoelasticidad) con la información EMG del grupo muscular asociado a la articulación. Finalmente, la componente experimental se centra en la elaboración de un protocolo y la realización de una serie de medidas con sujetos.

La tesis se orienta a diseñar, implementar y evaluar un sistema, compuesto por un exoesqueleto robótico de miembro superior y otros módulos independientes, que al actuar de forma integrada dan una solución multimodal al estudio neuromotor humano. De este modo, se han desarrollado tanto el exoesqueleto como las diversas herramientas y se han integrado dentro de una estructura común, en un esquema multimodal, para llevar a cabo mediciones simultáneas de variables biomecánicas y

bioeléctricas.

Como evaluación del sistema, éste ha sido usado para modelar el comportamiento dinámico (en términos de impedancia mecánica) de la articulación del codo y determinar la viabilidad de estimar la impedancia mecánica asociada a la misma partir de los patrones de activación de los músculos asociados al movimiento de dicha articulación, específicamente bíceps y tríceps braquial.

Índice general

Introducción	1
Sistema de Control Motor Humano	5
Justificación de la Tesis	9
Objetivos del Trabajo Doctoral	12
Organización del Documento	15
1. Estudio del Sistema Neuro–Motor Humano. Estado del Arte en Plataformas Robóticas para la Investigación.	17
1.1. Introducción	18
1.2. Estudios y Modelado del Sistema Neuro–Motor	19
1.3. Estado del Arte en Plataformas para la Investigación	21
1.3.1. Características de funcionalidad	21
1.3.2. Sistema de actuación	23
1.3.3. Plataformas robóticas en la literatura	24
1.4. Estado del Arte en Exoesqueletos para el Miembro Superior	28
1.4.1. Clasificación de los exoesqueletos	29
1.4.2. Aplicaciones de los exoesqueletos robóticos	30
1.4.3. Exoesqueletos robóticos en la literatura	41
1.5. Conclusiones del Capítulo	55

2. Biomecánica y Modelado del Miembro Superior Humano. Implementación del Exoesqueleto Robótico.	59
2.1. Introducción	60
2.2. Modelado del Miembro Superior	61
2.2.1. Modelado de las articulaciones	61
2.2.2. Modelado de los músculos	63
2.2.3. Modelado de los tejidos blandos	64
2.3. Biomecánica del Miembro Superior Humano	65
2.3.1. Cinemática del miembro superior	66
2.3.2. Cinética del miembro superior	67
2.3.3. Equivalente mecánico humano–exoesqueleto	69
2.3.4. Rangos de movimiento y de par del miembro superior humano	70
2.4. Aspectos Fisiológicos Relativos al Diseño de Exoesqueletos	71
2.4.1. Aplicación de fuerza/carga sobre el brazo	72
2.4.2. Tolerancias y zonas de aplicación de fuerzas	73
2.5. Dinámica de la Interacción en el Sistema Humano–Exoesqueleto . . .	74
2.5.1. Aspectos motores y sensoriales	75
2.5.2. Sistema humano–robot como un lazo cerrado de control . . .	76
2.6. Control y Tecnologías Implicadas en los Exoesqueletos Robóticos . .	77
2.6.1. Tecnologías en actuación	78
2.6.2. Tecnologías en medición	80
2.6.3. Control de exoesqueletos robóticos	81
2.7. Desarrollo del Exoesqueleto Robótico	82
2.7.1. Características funcionales de WOTAS	84
2.7.2. Sensores y actuadores del exoesqueleto	85
2.7.3. Exoesqueleto como ortesis para compensación funcional . . .	87
2.7.4. Exoesqueleto como herramienta para estudios e investigación	89
2.8. Conclusiones del Capítulo	92

3. Plataforma de Análisis y Estudios en Biomecánica y Control Neuromotor. Control y Validación del Sistema.	95
3.1. Introducción	96
3.2. Estructura del Sistema	98
3.2.1. Unidad de control	99
3.2.2. Interfaz de usuario	100
3.3. Herramienta de Adquisición Electromiográfica - EMG	101
3.3.1. Electrodo de electromiografía	102
3.3.2. Electrónica de acondicionamiento	103
3.4. Seguridad y Confiabilidad en Sistemas Robóticos	105
3.4.1. Aspectos generales sobre seguridad y confiabilidad	106
3.4.2. Evaluación de la confiabilidad (<i>“dependability”</i>)	107
3.4.3. Mecanismos para reducir el riesgo	110
3.4.4. Seguridad implementada en el sistema	114
3.5. Control del Exoesqueleto Robótico	116
3.5.1. Revisión de esquemas de control	116
3.5.2. Estrategias de control de exoesqueletos en la literatura	118
3.5.3. Estrategias de control implementadas	121
3.6. Validación Experimental del Sistema	125
3.6.1. Evaluación del lazo de realimentación de fuerza	125
3.6.2. Aplicación de perfiles de fuerza/par	127
3.6.3. Aplicación de perturbaciones mecánicas de par	129
3.7. Conclusiones del Capítulo	132
4. Caracterización de la Impedancia del Sistema Neuro-Muscular Humano. Simulación y Resultados.	135
4.1. Introducción	136
4.2. Importancia de la Impedancia Asociada al Sistema Neuro-Muscular	137
4.2.1. Aplicaciones en bioingeniería	138
4.2.2. Aplicaciones en robótica	139

4.2.3.	Aplicaciones en neurociencia	139
4.3.	Modelado de la Impedancia Mecánica Asociada al Codo	141
4.3.1.	Modelo matemático	143
4.3.2.	Aproximaciones experimentales	146
4.4.	Estimación de la Impedancia Mediante Perturbaciones Mecánicas	148
4.4.1.	Especificaciones funcionales	148
4.4.2.	Identificación del sistema	148
4.5.	Relación Entre la Impedancia y la Actividad EMG	151
4.5.1.	Aspectos fisiológicos de la electromiografía	151
4.5.2.	Técnicas de estimación de la amplitud en sEMG	152
4.5.3.	Relación EMG–par	154
4.5.4.	Relación EMG–viscoelasticidad	155
4.6.	Simulación y Resultados Obtenidos	157
4.6.1.	Simulación de la estimación de parámetros	158
4.6.2.	Simulación de parámetros variantes en el tiempo	162
4.6.3.	Simulaciones de la estimación usando la amplitud EMG	165
4.7.	Conclusiones del Capítulo	167
5.	Metodología Experimental. Análisis de Datos y Resultados.	171
5.1.	Introducción	172
5.2.	Protocolo y Métodos Experimentales	174
5.2.1.	Instrumentación del sujeto	174
5.2.2.	Validación de las medidas de EMG	175
5.2.3.	Instrucciones al sujeto	178
5.2.4.	Interfaz gráfica de usuario	180
5.3.	Factores que Afectan las Mediciones	181
5.4.	Identificación del Sistema con Información de Par y Posición	183
5.4.1.	Análisis de los datos biomecánicos	183
5.4.2.	Resultados obtenidos	186
5.5.	Relación entre Viscoelasticidad y sEMG	188

5.5.1. Análisis de los datos EMG	189
5.5.2. Resultados obtenidos	190
5.6. Discusión	195
5.6.1. No linealidad	196
5.6.2. Número de músculos en el modelo	196
5.6.3. <i>Crosstalk</i> de la señal EMG	197
5.6.4. Variabilidad de los parámetros	197
5.6.5. Fatiga muscular	198
5.7. Conclusiones del Capítulo	198
6. Conclusiones y Trabajo Futuro	203
6.1. Aportaciones	207
6.2. Futuras Líneas de Investigación	209
6.3. Publicaciones Derivadas de la Tesis	210
Bibliografía	228

Índice de figuras

1.	Interacción bidireccional y canales para intercambio de información con el sistema de control motor humano.	2
2.	Diagrama de bloques del sistema neuromuscular-esquelético humano, en el que se integran los diferentes subsistemas.	8
3.	Esquema en lazo cerrado del sistema de control motor para el movimiento del miembro superior, [22].	9
1.1.	Esquema jerárquico del flujo de información de las partes que intervienen en el sistema motor humano.	20
1.2.	Esquemático de un manipulador usado para realizar estudios, en el plano horizontal, de diversos aspectos del sistema motor humano, [28].	25
1.3.	Manipulador PFM empleado en la caracterización de la dinámica del miembro superior, [35].	26
1.4.	Clasificación de interfaces exoesqueléticas teniendo en cuenta su portabilidad: a) Exoesqueletos no-portátiles. b) Exoesqueletos portátiles .	29
1.5.	“ <i>Bleex Exoskeleton</i> ”, exoesqueleto robótico para aumentar la carga que puede levantar una persona y la velocidad que puede alcanzar. Destinado a aplicaciones militares.	32
1.6.	Elementos que intervienen en un sistema de teleoperación. En este escenario un exoesqueleto robótico puede actuar como el robot maestro.	34

1.7. “ <i>Cybergrasp Exoskeleton</i> ”, dispositivo robótico para la mano capaz de proporcionar realimentación háptica al usuario.	35
1.8. “ <i>Lokomat</i> ”, exoesqueleto para asistir en el proceso de rehabilitación de los miembros inferiores, [48].	38
1.9. “ <i>Exoskeleton Force ArmMaster</i> ”, dispositivo robótico de miembro superior para aplicaciones de telemanipulación.	41
1.10. Exoesqueletos robóticos destinados a interfaces hápticas y para telemanipulación. Izq.: Exoesqueleto presentado en [55]; Der.: Exoesqueleto presentado en [54]; Abajo: L-Exos ([5]).	42
1.11. Sistema exoesquelético de Rosen de 7 GdL, para personas con discapacidad motora basado en señales mioeléctricas, [57].	45
1.12. Prototipo exoesquelético de 7 GdL enfocado a la rehabilitación del miembro superior que utiliza actuación neumática (pMA), [58]. . . .	46
1.13. Exoesqueletos de miembro superior instalados en silla de ruedas: MU-LOS (izquierda) y dispositivo robótico de Kiguchi (derecha).	48
1.14. Sistema exoesquelético para mano controlado con señales EMG y que usa actuación neumática, [60].	48
1.15. ASSIST, exoesqueleto para mano implementado con actuadores neumáticos tipo McKibben. Posición inicial (izquierda) y con actuación activada (derecha).	49
1.16. Prototipo de exoesqueleto para rehabilitación de los dedos de la mano. Permite intervenir en 4 GdL del dedo, a través de motores DC con transmisión de cables.	50
1.17. Exoesqueleto de mano para rehabilitación muscular a través de entornos virtuales. El dispositivo dispone de 7 GdL activados por motores.	50
1.18. Dispositivo portátil WOTAS de brazo y muñeca para estudiar y evaluar estrategias de control para suprimir temblor patológico, [68]. . . .	51
1.19. Exoesqueletos robóticos comerciales de cuerpo entero. HAL-5 (izquierda) y “ <i>Power Suit</i> ” (derecha).	53

1.20. KINARM: exoesqueleto de brazo y antebrazo para realizar estudios de movimiento.	54
1.21. <i>Sarcos Master Arm</i> , exoesqueleto con actuación hidráulica y 7 GdL.	55
2.1. Modelo del músculo de Hill compuesto por tres elementos: dos elementos organizados en serie (un elemento elástico y un elemento contráctil) y un elemento en paralelo representado con otro elemento elástico.	63
2.2. Curva característica de carga–extensión para los tejidos blandos, [84].	65
2.3. Diversas representaciones para modelar la visco–elasticidad de los tejidos blandos.	66
2.4. Aproximación de los principales grados de libertad del miembro superior humano.	68
2.5. Sistema mecánico equivalente de un exoesqueleto unido al brazo, aproximado por enlaces rígidos unidos por articulaciones.	69
2.6. Estructura y localización de los receptores cutáneos táctiles y de presión.	72
2.7. Umbrales de tolerancia a la presión sobre el miembro superior humano, [23]. 1) Área de baja tolerancia; 2) Área de tolerancia media; 3) Área de alta tolerancia.	74
2.8. Esquema de la interacción humano–exoesqueleto, formando un sistema de control de lazo cerrado.	77
2.9. Dispositivo WOTAS, exoesqueleto robótico para miembro superior enfocado a la compensación funcional de trastornos del movimiento como el temblor.	83
2.10. Vista de los giroscopios que proporcionan una medida directa de la velocidad angular, y la electrónica de acondicionamiento de la señal del sensor.	86
2.11. Vista de la electrónica de acondicionamiento del sensor de fuerza basado en galgas extensométricas.	87

2.12. Amplitud y densidad espectral de potencia del movimiento tembloroso usando Wotas en modo libre (izquierda) y en la reducción de temblor con Wotas (derecha).	89
2.13. Vista de los potenciómetros que proporcionan una medida directa de la posición angular, y la electrónica de acondicionamiento de la señal del sensor.	91
2.14. Soportes fabricados en termoplástico para soportar el exoesqueleto sobre el miembro superior.	92
2.15. Configuración del exoesqueleto robótico para estudios del movimiento del miembro superior. Izquierda: Esquema del movimiento; Derecha: Dispositivo adaptado sobre el miembro superior.	93
3.1. Estructura del sistema y la interacción entre los elementos que lo componen.	98
3.2. Esquema de comunicación entre la interfaz de usuario para el control de la plataforma y la unidad de control.	100
3.3. Electrodo EMG de superficie MA-317 de <i>Motion Lab Systems</i> con pre-amplificación.	102
3.4. Diagrama de bloques de la electrónica de tratamiento de la señal EMG.	103
3.5. Vista del circuito de acondicionamiento de las señales mioeléctricas. .	104
3.6. Atributos y características asociadas al concepto de confiabilidad (“ <i>dependability</i> ”) y seguridad, tomado de [1].	107
3.7. Esquema para la implementación de dispositivos robóticos que interactúan físicamente con personas, con mecanismos para garantizar la seguridad y confiabilidad. Tomado de [2].	109
3.8. Esquema del amplificador de aislamiento ISO-124 de <i>Burr-Brown</i> . . .	115
3.9. Esquemáticos del control de posición (arriba), fuerza/par (medio) e híbrido (abajo).	117
3.10. Esquema del control de impedancia.	118

3.11. Esquema de bloques del algoritmo basado en control de impedancia, para la adaptación a patrones de marcha específicos, [3].	120
3.12. Estrategia de control <i>feedforward</i> para supresión de temblor, [4].	120
3.13. Estrategia de control para una interfaz háptica, [5].	121
3.14. Esquema de control del dispositivo robótico, que utiliza un control de impedancia.	122
3.15. Esquema de control en lazo cerrado del sistema persona-robot, donde se combinan las propiedades dinámicas del miembro superior y el exoesqueleto.	123
3.16. Acoplamiento del sistema articulación-exoesqueleto, donde se combinan las propiedades dinámicas de la impedancia del codo y el exoesqueleto robótico.	124
3.17. Esquema de control del dispositivo robótico para aplicar perturbaciones mecánicas, que utiliza un control de par.	125
3.18. Respuesta de los dos controladores de fuerza, CF (azul) y CPF (rojo), frente a perfiles de fuerza dinámicos a diferentes frecuencias. a) 1Hz, b) 3Hz, c) 6Hz, d) 9Hz.	127
3.19. Perfiles de par τ_1 , τ_2 y τ_3 (señales en azul), aplicados por el exoesqueleto de acuerdo al desplazamiento, velocidad y aceleración angular (señales en verde). Las magnitudes fueron: $K=1 \text{ N.m/rad}$, $B=0.3 \text{ N.m.s/rad}$ e $I=0.04 \text{ N.m.s}^2/\text{rad}$	130
3.20. Señal pseudo-aleatoria para perturbación mecánica de par. Arriba: par aplicado en una ventana de 10 s. Abajo: Contenido de frecuencias de la señal.	131
4.1. Modulación de la impedancia mecánica para aplicaciones en rehabilitación (arriba izquierda [6]), ortésica (arriba derecha [7]) y protésica (abajo).	138
4.2. Modelo del músculo con señales de control basadas en la versión λ de la teoría del Punto de Equilibrio (Tomado de [8]).	140

4.3. Modelo esquemático de la articulación. Músculos agonista y antagonista que actúan sobre la articulación y generan viscoelasticidad.	142
4.4. Diagrama de bloques de un esquema de control del sistema neuromuscular con control realimentado (<i>feedback</i>) y anticipado (<i>feedforward</i>).	143
4.5. Impedancia mecánica del brazo humano como un modelo masa-amortiguador-resorte.	144
4.6. Viscosidad de la articulación del codo como una función del par muscular, [9].	145
4.7. Elasticidad de la articulación como una función del par muscular, [9].	146
4.8. Diagrama en bloques del modelo del sistema de control neuromuscular de la articulación del codo, [9].	147
4.9. Perturbación mecánica para el modelado de la impedancia del brazo al mantener una postura.	148
4.10. Esquema en el proceso de identificación de un sistema desconocido.	149
4.11. Esquemático de la configuración de amplificador diferencial. La señal EMG está representada por m y las señales de ruido por n	152
4.12. Error en la estimación de parámetros I, B y K. En la simulación la potencia del ruido que contamina es baja.	161
4.13. Error en la estimación de parámetros I, B y K. En la simulación la potencia del ruido que contamina es media.	161
4.14. Error en la estimación de parámetros I, B y K. En la simulación la potencia del ruido que contamina es alta.	162
4.15. Estimación de parámetros I, B y K, cuya función de transferencia es lineal variante en el tiempo. En la simulación la potencia del ruido que contamina la señal de salida es media.	163
4.16. Estimación de parámetros B y K, cuya función de transferencia es lineal variante en el tiempo. En azul la señal estimada. Arriba: Estimación del parámetro de rigidez; Abajo: Estimación del parámetro de viscosidad.	164

4.17. Aproximación lineal de las curvas características de $B(t)$ y $K(t)$ de la articulación del codo en función del par generado.	165
4.18. Señales EMG simuladas para los músculos flexor (izquierda) y extensor (derecha). Señales con SNR=10.	166
4.19. Errores en la estimación de parámetros para diferentes magnitudes del SNR de la información EMG.	168
5.1. Modelo de la dinámica del codo, y las componentes dinámicas asociadas a los tejidos blandos (B_s y K_s).	173
5.2. Ubicación de los electrodos EMG de superficie: bíceps braquial (izquierda) y tríceps braquial (derecha), [150].	175
5.3. Posición inicial del sujeto, con el codo flexionado formando ángulo recto. Se observan los puntos de sujeción (brazo y antebrazo) para acoplar el exoesqueleto al miembro superior.	176
5.4. Características del patrón de activación trifásico en los músculos agonista (BI) y antagonista (TRI), tomada de [153].	177
5.5. Colocación de los electrodos EMG sobre los músculos bíceps braquial (derecha) y tríceps braquial (izquierda), en las pruebas de evaluación de las medidas de EMG.	177
5.6. Activación trifásica del bíceps (superior) y tríceps (inferior), en el movimiento realizado por uno de los sujetos.	178
5.7. Interfaz gráfica de usuario para la configuración y el control del sistema.	180
5.8. Aproximación de la dinámica asociada al sistema brazo-exoesqueleto en que las características de impedancia de cada subsistema se integra en uno global.	183
5.9. Señales registradas (para uno de los sujetos), correspondientes a par, desplazamiento angular, EMG bíceps braquial (abajo, izquierda) y EMG tríceps braquial (rectificadas y filtradas a 10 Hz).	184
5.10. Datos separados por ventanas ($S_1, S_2 \dots S_n$) de ancho N-muestras y que se solapan en el tiempo.	185

5.11. Parámetros obtenidos en el proceso de identificación, correspondiente a inercia (azul), viscosidad (rojo) y rigidez (magenta).	186
5.12. Parámetros obtenidos en el proceso de identificación, correspondiente a inercia (arriba), viscosidad (medio) y rigidez (abajo). En cada caso se despliega su desviación estándar.	187
5.13. Esquemático de la estimación de parámetros de impedancia a partir de la información electromiográfica.	188
5.14. Cuantificación de la relación señal a ruido para una de las señales EMG obtenidas (SNR=33.3 dB). N_{rms} es el valor RMS antes del comienzo de la contracción muscular. S_{rms} es el valor RMS durante la contracción.	190
5.15. Análisis de las señales electromiográficas. Arriba: Señal EMG sin <i>offset</i> DC; Medio: Señal rectificada; Abajo: Valor RMS de la señal EMG.	191
5.16. Cuantificación de la magnitud de la señal EMG (para uno de los sujetos). Arriba: Señal EMG registrada; Medio: Valor promedio rectificado; Abajo: Valor RMS de la señal sEMG.	192
5.17. Estimación del parámetro de rigidez elástica K para un nivel de par bajo.	194
5.18. Estimación del parámetro de viscosidad B para un nivel de par bajo.	194
5.19. Media y desviación estándar de los parámetros B (izquierda) y K (derecha) para 4 sujetos.	195
5.20. Predicción de visco-elasticidad de la articulación a partir de información sEMG, usando diversas técnicas.	196

Índice de tablas

1.1. Patologías y causas comunes implicadas en problemas neuro-musculares que causan debilidad.	33
1.2. Características funcionales de exoesqueletos del miembro superior recientes referenciados en la literatura.	44
2.1. Rangos de movimiento de los principales grados de libertad asociados al miembro superior humano.	70
2.2. Máximos pares que puede ejercer el miembro superior para cada uno de sus principales movimientos.	71
3.1. Especificaciones eléctricas de los electrodos EMG de superficie utilizados.	103
4.1. Tabla de estimación de parámetros (I, B y K) y de error en la estimación. Los parámetros pertenecen a un modelo lineal de segundo orden. Señal de ruido bajo.	159
4.2. Tabla de estimación de parámetros (I, B y K) y de error en la estimación. Los parámetros pertenecen a un modelo lineal de segundo orden. Señal de ruido medio.	160

4.3. Tabla de estimación de parámetros (I , B y K) y de error en la estimación. Los parámetros pertenecen a un modelo lineal de segundo orden. Señal de ruido alto.	160
5.1. Parámetros de impedancia mecánica del codo I , B , y K estimados para el sujeto 1.	187
5.2. Parámetros de impedancia mecánica del codo I , B , y K estimados para el sujeto 2.	187

Introducción

Hace algún tiempo ha emergido la *Robótica médica* y la *Robótica de rehabilitación*, esta última con el objetivo de aplicar las tecnologías en robótica (medición, actuación, control, etc.) para la rehabilitación y asistencia de personas discapacitadas. El desarrollo de sistemas robóticos viables capaces de asistir a una persona con limitación funcional es bastante reciente, [10, 11, 12, 13, 14]. De esta forma, se han desarrollado dispositivos para asistir en la movilidad y en las funciones motoras de las manos y los brazos, entre otras.

En la Unión Europea y particularmente en España, se prevé un aumento en el número de personas discapacitadas con deficiencias motoras y debilidad muscular asociadas al envejecimiento de la población. Para dicha población y como tratamiento alternativo, existen las ayudas técnicas que son dispositivos que utilizan diversas tecnologías para asistir a las personas en la realización de actividades cotidianas (como comer) y están recibiendo un considerable esfuerzo de investigación y desarrollo como medio para mejorar la calidad de vida del usuario. En este ámbito de aplicación y con la tendencia en el aumento de personas necesitando asistencia, la Robótica de rehabilitación tiene especial relevancia.

Dentro de la Robótica de rehabilitación surge una interacción doble entre el dispositivo y la persona (Interfaz humano-robot), [15]. Esta interacción posee dos

vertientes:

- Una interacción cognitiva en que la persona es capaz de controlar el robot mientras éste transmite una realimentación a la persona.
- Una interacción biomecánica relacionada con la aplicación de fuerzas controladas entre la persona y el robot.

La interacción biomecánica surge como una consecuencia directa en los dispositivos que, por ejemplo, compensan la actividad funcional en personas con patologías motoras. La interacción cognitiva surge en los casos en que la persona genera comandos de control para utilizar el dispositivo o cuando éste genera cierta realimentación al usuario. La figura 1 esquematiza esta doble interacción y los posibles canales de intercambio de información.

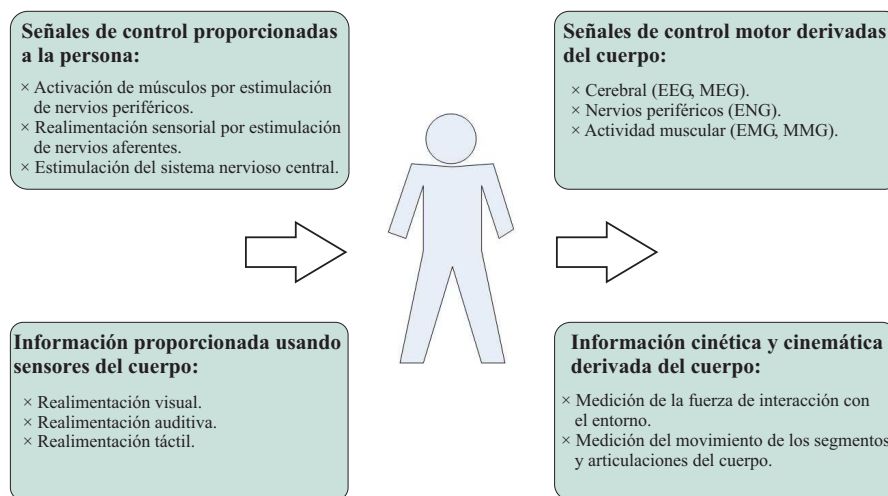


Figura 1: Interacción bidireccional y canales para intercambio de información con el sistema de control motor humano.

En la interacción humano–robot, uno de los mayores inconvenientes en la utilización de estos dispositivos a gran escala ha radicado en su control, ya que muchos dispositivos han sido difíciles de utilizar por parte del usuario y su control muy tedioso. En ese sentido, muchos desarrollos se enfocan hacia la implementación de

dispositivos robóticos que puedan controlarse en la forma más natural posible, sin largos períodos de entrenamiento, mediante algoritmos que detecten de forma eficaz la intencionalidad del usuario y la utilización de nuevos canales en la interfaz de usuario, [16, 17].

Así mismo, recientemente se plantea el desarrollo de dispositivos robóticos que forman un sistema “simbiótico” con la persona, en el cual las propiedades funcionales de cada uno se encuentran integradas en un entorno híbrido. En este caso, la interfaz, estructura mecánica y el control, deben estar basados en un modelo humano (bio-inspirado) que involucre las características cognitivas, físicas y sensorimotoras de la persona, y un modelo del sistema motor humano, [18, 19].

De esta forma, el progreso en rehabilitación, neurociencia y prótesis depende de adquirir una comprensión detallada de cómo el Sistema Nervioso Central (SNC) representa las tareas motoras y como esas representaciones dependen de las restricciones impuestas por el mundo externo, [20]. Igualmente, este progreso depende de inferir estrategias de control usadas por personas con problemas neuromotores que generan discapacidad. Estos temas son abordados en el campo del control motor humano, un campo de investigación entre la neurociencia y otras disciplinas como la biomecánica.

El Grupo de Bioingeniería del Instituto de Automática Industrial (CSIC) donde se ha realizado el trabajo de tesis doctoral, posee una muy amplia experiencia en el desarrollo e implementación de ayudas técnicas a la discapacidad. Entre los distintos proyectos de investigación se encuentran el proyecto MANUS (*Modular Anthropomorphic User adaptable Hand Prosthesis with enhanced mobility and force feedback*), el proyecto PALMA y el proyecto NETMED (*Virtual Institute on Micro-Mechatronics for Biomedical Industry*). El proyecto MANUS consistió en la implementación de una mano robótica para ser usada como prótesis multifuncional;

PALMA abordó el desarrollo de un vehículo de conducción asistida, para la rehabilitación cognitiva de niños con parálisis cerebral; El proyecto NETMED se centró en la generación de nuevas tecnologías para mejorar la interfaz entre hombre y máquina, enfocadas a las ayudas técnicas a las personas con discapacidad.

Igualmente se ha trabajado en ayudas técnicas portátiles, en particular en dispositivos ortésicos activos (en forma de exoesqueletos), en los que se enmarcan los proyectos “DRIFTS” y “GAIT”. En ambos proyectos se ha estudiado la compensación funcional de discapacidad en miembro superior e inferior respectivamente, en el primer caso de origen neurológico y con presencia de temblor. En el segundo caso, asociada a la debilidad muscular con trastornos de la marcha.

Más recientemente han sido abordados proyectos tales como el “RC” (*Recording Cuff*) y “TCA” (*Tremor Coherence Analyzer*), que consisten en el desarrollo de dispositivos portátiles para el análisis y estudio de trastornos neuro-motores. El proyecto RC es una herramienta para la valoración del grado de espasticidad a partir de señales proporcionadas por giroscopios. TCA es una herramienta para obtener en tiempo real la coherencia entre señales electromiográficas superficiales (sEMG), aplicado particularmente para el estudio de temblor patológico.

Otros proyectos activos en el Grupo de Bioingeniería están relacionados con estudios del movimiento humano y control neuromotor, a través de los cuales se trata de modelar las características del sistema motor humano en su capacidad de generar, ejecutar y modular el movimiento, aún con la presencia de perturbaciones externas. Entre estos se encuentra el proyecto NeuroLab (Red para análisis combinado biomecánico y neuromotor).

NeuroLab es un proyecto en el Grupo de Bioingeniería que se encamina a implementar una red experimental, para potenciar estudios en áreas tales como movimien-

to humano, biomecánica y control neuro-motor. El sistema consiste en un exoesqueleto robótico con capacidades de cooperación con otros dispositivos independientes (Módulos de EMG, IMU, EEG) que proporcionan características especiales. De esta forma, el exoesqueleto robótico y los dispositivos están integrados bajo una arquitectura común, de manera que forman una red escalable en que se comunican unos con otros mediante protocolos específicos de comunicación. NeuroLab está basado en un exoesqueleto de robótico de miembro superior que proporciona capacidades para aplicar perfiles de fuerza específicos y permite una interacción multimodal entre el sujeto con el exoesqueleto y el conjunto de dispositivos.

Así mismo, se ha iniciado una nueva línea de investigación denominada “*Modelos del sistema de control del movimiento humano desde la perspectiva de la ingeniería de control*”, que busca explorar algunos principios de control motor y proponer nuevos modelos considerando la variabilidad del movimiento biológico y su estructura jerárquica. Este trabajo resultará de utilidad para el personal médico ya que los modelos de control motor permitirán una evaluación más objetiva de enfermedades neuromusculares y contribuirán a la aplicación de terapias más efectivas. El hallazgo de nuevos aspectos del control motor biológico resultará de gran utilidad para el diseño biomimético en ingeniería de control y robótica.

Sistema de Control Motor Humano

Una tendencia en la robótica de rehabilitación es el desarrollo de mecanismos protésicos y ortésicos biomiméticos. Este objetivo requiere el desarrollo de tecnologías de actuación que proporcionen un comportamiento similar a los músculos, metodologías de control que exploten los principios biológicos del movimiento humano, y estructuras de dispositivos que asemejen el propio diseño esquelético del cuerpo.

En ese sentido, el estudio del control motor humano tiene implicación en rehabi-

litación, protésica y ortésica debido a que proporciona modelos de control de inspiración biológica, los cuales pueden ser directamente implementados en dispositivos robóticos. De esta forma, se dispondría de dispositivos cuya dinámica funcional se asemeje a la de las articulaciones y miembros del ser humano, lo que facilitaría una interacción persona–robot más natural.

Este es un campo multidisciplinar que abarca anatomía, fisiología, psicología, ingeniería, biomecánica y neurología, entre otros. El estudio de los sistemas de control motor biológicos trata de identificar y modelar los procesos subyacentes en la generación y control de la actividad motora desde el punto de vista de la ingeniería de control, realizándola con exactitud y coordinación, a pesar de las perturbaciones que puedan encontrarse en el entorno, [21]. Se puede dividir la actividad motora en cuatro clases:

- Mantenimiento de una postura.
- Movimiento libre (sin restricciones).
- Movimiento restringido.
- Comportamiento interactivo (intercambio de energía, manipulación).

El sistema motor humano controla los movimientos seleccionando el objetivo o la acción, generando un plan motor (planificación), y coordinando las fuerzas necesarias para lograr esos objetivos. Existen varias teorías acerca de la planificación y ejecución de comandos motores tales como la teoría del punto de equilibrio, [8], y la teoría de los modelos internos, [21], pero hoy en día sigue siendo un campo abierto a la investigación.

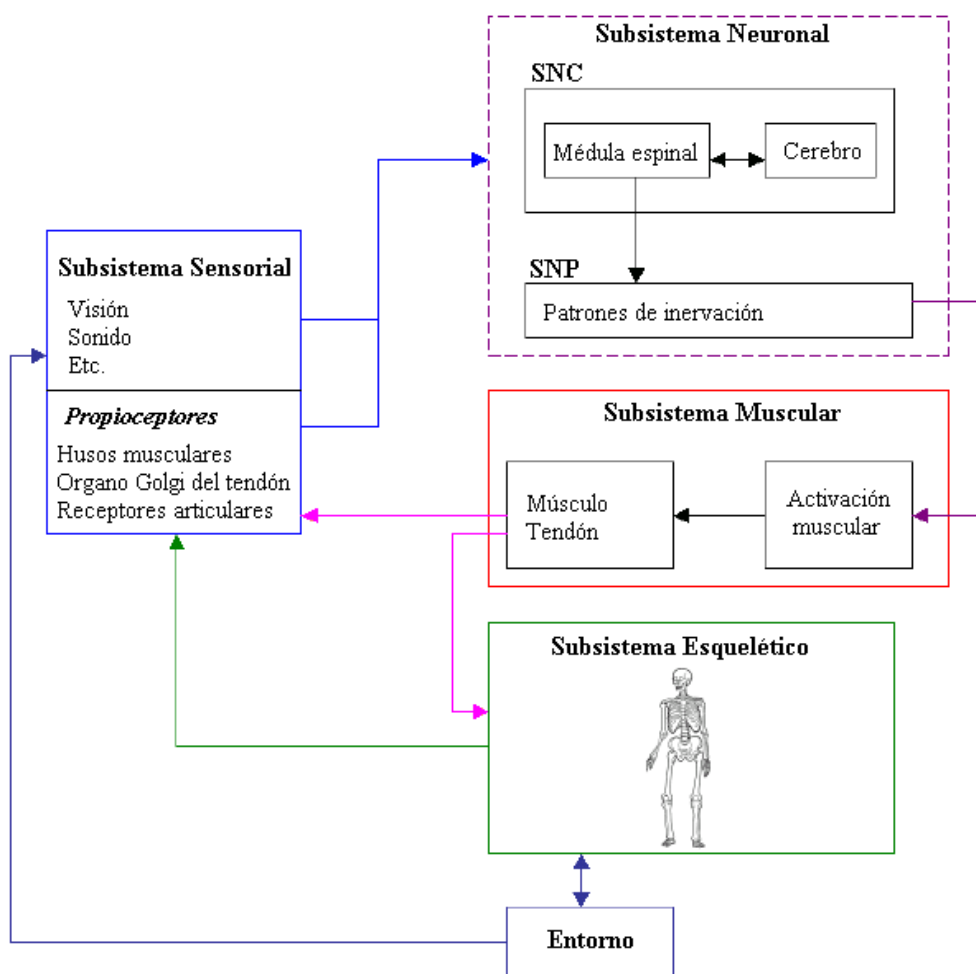
Uno de los desafíos que afrontan los investigadores en neurociencia, y más generalmente los que están involucrados en el análisis del movimiento humano, es entender la secuencia de eventos que conecta la actividad neuronal a la contracción

muscular para generar el movimiento humano, y la interrelación entre los distintos subsistemas que componen el sistema motor humano (véase la figura 2).

La teoría e ingeniería de los sistemas de control proporciona una metodología y aproximación para estudiar estos procesos. Desde esta perspectiva y en el contexto del movimiento humano, hay diversos subsistemas que componen el sistema principal que conecta una señal generada en el sistema nervioso central a un evento de movimiento humano. De una manera simple, es un sistema cuya entrada es un estímulo neurológico y cuya salida es la activación muscular. Diversas teorías han descrito este sistema en un diagrama esquemático tal como se ilustra en la figura 3, [22]. En tal esquema, τ_{FF} corresponde a la estimación del bloque predictivo (*feedforward*) y τ_{FB} corresponde al componente de realimentación (*feedback*), resultado de las propiedades elásticas del músculo (incluyendo la realimentación refleja).

El esquema de control anterior está compuesto por una serie de bloques anticipativos o predictivos (*feedforward*) y diversos lazos de realimentación (*feedback*). Desde la perspectiva de la ingeniería de control, una forma para caracterizar un sistema es mediante la aplicación de una perturbación externa y la observación de los cambios en la dinámica del sistema.

De esta forma, en estudios e investigaciones del movimiento humano y control neuromotor existen escenarios en los cuales se requiere adquirir y registrar la actividad eléctrica del sujeto (EMG, EEG, etc), en sincronía con las mediciones cinemáticas y dinámicas asociadas al movimiento humano para modelar diversos aspectos del sistema de control motor. Una aproximación para llevar a cabo estos estudios es observar como los sujetos controlan el movimiento en campos de fuerza y cargas producidas por manipuladores e interfaces robóticas. La fuerza externa inicialmente altera los movimientos ejecutados, pero el análisis de las trayectorias de los miembros, las fuerzas y la activación muscular (EMG) y neuronal (EEG, fMRI)



SNC: Sistema Nervioso Central
 SNP: Sistema Nervioso Periférico

Figura 2: Diagrama de bloques del sistema neuromuscular-esquelético humano, en el que se integran los diferentes subsistemas.

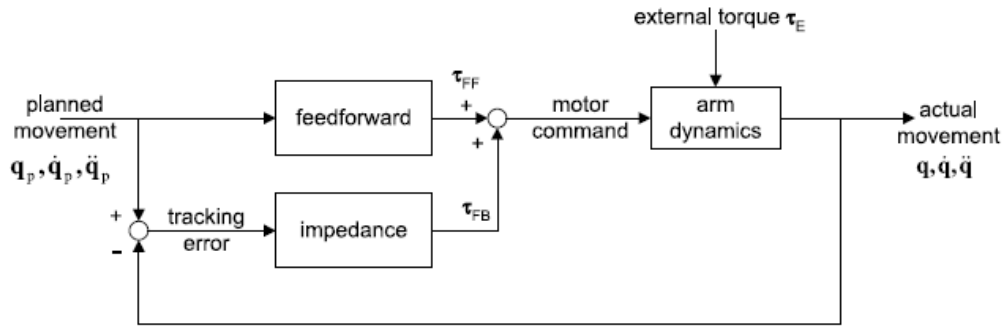


Figura 3: Esquema en lazo cerrado del sistema de control motor para el movimiento del miembro superior, [22].

proporcionan características de cómo el SNC compensa la nueva dinámica.

Así, se están usando resultados obtenidos de la ciencia e ingeniería robótica para desarrollar plataformas robóticas que permitan llevar a cabo estudios en el ámbito de neurociencia y movimiento humano. El presente trabajo aborda el problema de diseñar, implementar y validar una herramienta de investigación para estudios biomecánicos y neuromotores y su integración con diversas herramientas. También, presenta un estudio usando el entorno desarrollado, en un ámbito particular del sistema de control motor humano: el modelado del comportamiento dinámico de la articulación del codo, y la relación entre la visco-elasticidad de dicha articulación y la información EMG de los músculos que intervienen en la misma.

Justificación de la Tesis

En el marco de esta tesis doctoral, se ha abordado el problema de diseñar, implementar y evaluar un sistema robótico capaz de aplicar perfiles de fuerza específicas, requeridas para investigación del sistema de control motor humano y estudios del movimiento humano. Los experimentos iniciales validarán la funcionalidad del dispositivo. En estudios del control neuro-motor humano existen escenarios en los cuales es de interés adquirir y registrar la actividad eléctrica de los músculos humanos, en sincronía con las mediciones cinemáticas y dinámicas asociadas al movimiento hu-

mano. De este modo, se desarrollarán e integrarán diversas herramientas dentro de una estructura común, en un esquema multimodal¹, para llevar a cabo mediciones simultáneas de variables biomecánicas y bioeléctricas. Como evaluación del sistema, éste será usado para modelar el comportamiento dinámico (en términos de impedancia mecánica) de la articulación del codo y determinar la viabilidad de estimar la impedancia mecánica asociada a la misma partir de los patrones de activación de los músculos asociados al movimiento de dicha articulación, específicamente bíceps y tríceps braquial.

La estructura exoesquelética robótica implementada comprende los principales grados de libertad en la cinemática del miembro superior. Esto proporciona un volumen de trabajo similar al rango de movimientos del brazo. Así mismo, el dispositivo tiene la capacidad de aplicar fuerzas (o momentos) en las articulaciones y segmentos del miembro superior, al tiempo que proporciona información asociada a la cinemática y dinámica del movimiento. El exoesqueleto robótico se ha construido a partir de estudios biomecánicos y fisiológicos, y con la experiencia obtenida en previos desarrollos, particularmente del proyecto DRIFTS, [23], realizado en el Grupo de Bioingeniería del IAI-CSIC.

Una característica particular del dispositivo robótico es que se integra dentro de una red de módulos independientes. De esta forma, bajo una arquitectura común, existen diversas herramientas que pueden interactuar. Es una red escalable en la que es posible utilizar los módulos y herramientas que se requieran para configurar estudios o experimentos particulares.

Por ejemplo, esta red permite realizar mediciones combinadas de variables biomecánicas (variables cinemáticas y cinéticas) con biopotenciales generados por la actividad bioeléctrica de la persona, tales como EMG (electromiografía) y EEG (electroence-

¹En este contexto la interacción multimodal o multimodalidad consiste en el proceso en que una persona y diversos dispositivos son capaces de llevar a cabo una interacción conjunta.

falografía). La utilización en forma combinada del exoesqueleto robótico junto con las otras herramientas de la red permiten:

1. Estudiar el movimiento humano relacionado con trastornos motores tales como el temblor patológico o la espasticidad, ya que proporciona información durante la realización de tareas motoras específicas y puede convertirse en una herramienta de diagnóstico y estimación para cuantificar disfunciones motoras.
2. Configurar estudios de control neuro-adaptativo con personas para el aprendizaje o entrenamiento de patrones de movimiento específicos mediante la aplicación de fuerzas pre-seleccionadas sobre el brazo. Esto constituye un método potencial para enseñar destrezas motoras y para neuro-rehabilitación de pacientes con lesiones cerebrales.
3. Validar modelos neurofisiológicos del control motor de miembro superior e inferior, que permitan una mejor comprensión de cómo se integra la información sensorial y de como ésta resulta en comandos motores a nivel cortical y muscular.
4. Estudiar cómo se comporta el cuerpo humano ante la aplicación de carga externa. Muchas ayudas técnicas para compensación funcional de la discapacidad se basan en la aplicación de cargas. Este estudio será por tanto de particular importancia para el futuro desarrollo de ayudas técnicas a la discapacidad.
5. Utilizar el exoesqueleto como una herramienta para explorar nuevos canales de comunicación en la interfaz hombre-robot, particularmente relacionados a BCI.
6. Estimar y cuantificar parámetros del miembro superior tales como la impedancia mecánica. La identificación de esta impedancia en la realización de movimientos o bajo posturas específicas ha llegado a ser relevante para entender el modo de control de la articulaciones humanas, cómo el SNC genera las señales

de control y cómo la ejecución del movimiento se mantiene bajo condiciones de carga variantes.

Esta tesis doctoral abre un espacio para desarrollar un marco común que integre las diversas herramientas puestas a punto por el Grupo de Bioingeniería a lo largo de estos últimos años para el estudio biomecánico y bioeléctrico del cuerpo humano.

El desarrollo del sistema de gestión y la integración del dispositivo robótico, se lleva a cabo a partir del conjunto de herramientas y dispositivos desarrolladas en el Grupo de Bioingeniería, los cuales proporcionan características para:

- a) La aplicación de carga biomecánica sobre articulaciones del miembro superior: dispositivo robótico WOTAS (*Wearable Orthosis for Tremor Assessment and Suppression*).
- b) La aplicación de carga biomecánica sobre grupos músculo-esqueléticos del miembro inferior: ortesis GAIT (*Intelligent knee and ankle orthosis for biomechanical evaluation and functional compensation of joint disorders*).
- c) La adquisición de señal mioeléctrica (EMG): dispositivo TCA (*Tremor Coherence Analyzer*).
- d) La adquisición combinada de señal biomecánica y bioeléctrica: dispositivo RC (*Recording Cuff*).
- e) La adquisición de señal electroencefalográfica (EEG).

Objetivos del Trabajo Doctoral

El trabajo de tesis doctoral se enmarca en las líneas de investigación de *interacción humano-robot*, *control motor humano*, y en el área de la *robótica de rehabilitación*, en el cual se hace uso de diferentes tecnologías de medición, actuación y control para el desarrollo de dispositivos que asistan a personas con discapacidad

física.

En la línea del control motor humano, la tesis se direcciona a analizar y modelar el comportamiento dinámico (en términos de impedancia mecánica) de la articulación del codo y determinar la viabilidad de estimar la impedancia mecánica asociada a la misma partir de los patrones de activación de los músculos asociados al movimiento de dicha articulación, específicamente bíceps y tríceps braquial. Para la ejecución de este objetivo, la tesis doctoral abarca otras dos vertientes: una tecnológica, para la implementación de un sistema robótico; y otra experimental para validación con sujetos reales.

Específicamente, se pretende desarrollar un sistema robótico en forma de exoesqueleto para el miembro superior, con un ámbito de aplicación no solo en la asistencia o compensación funcional de patologías motoras, sino como una herramienta de estudio e investigación en el área del control motor humano. Las líneas de investigación más relevantes en dicho proyecto son complementarias. De este modo se concibe y construye un sistema robótico con una aplicación doble:

- a) Por un lado proporcionará soporte a las funciones motoras de personas físicamente impedidas con discapacidades de diferentes patologías, tales como el temblor.
- b) Por otro lado se comportará como una herramienta de investigación en el área del control motor, cuyo campo posee importantes implicaciones en neurociencia y neuro-rehabilitación del miembro superior. Se permite por tanto estudiar los mecanismos usados por el Sistema Nervioso Central (SNC) en la implementación de las estrategias para control y modulación del movimiento, contribuyendo a establecer un modelo del control motor del brazo y sus articulaciones.

A continuación se presentan los objetivos específicos que se alcanzarían con el

desarrollo de la tesis doctoral:

- El desarrollo de un sistema robótico en forma de exoesqueleto destinado al miembro superior, capaz de aplicar fuerzas sobre las articulaciones y segmentos del miembro superior.
- El desarrollo de un sistema de medida que permita cuantificar las variables cinemáticas y dinámicas asociadas al movimiento del miembro superior.
- Desarrollo e implementación de algoritmos de control para controlar el dispositivo robótico, particularmente para la aplicación de diversos perfiles de fuerza.
- El desarrollo de un módulo de adquisición de información electromiográfica (EMG).
- Desarrollo de un sistema de gestión en forma de aplicación informática que permita controlar la ejecución del exoesqueleto robótico y que permita adquirir las variables desde los sensores.
- Integración del sistema bajo una red o arquitectura común.
- Definición y realización de experimentos para la evaluación y validación del sistema. Este objetivo conlleva la definición de un protocolo de medida para evaluar el sistema con usuarios.
- Simulación y definición de índices de comparación para cuantificar las variables. Simulación de las técnicas de procesamiento de la información.
- Evaluación de la relación entre parámetros de impedancia mecánica (concretamente viscosidad y rigidez) del codo con información electromiográfica, usando una serie de funciones matemáticas lineales derivadas. Validación de esta relación con los datos experimentales.

Organización del Documento

El presente documento se ha dividido en diversas partes en las que se plantea el problema a resolver, la metodología usada para el desarrollo del trabajo, un exhaustivo análisis del estado del arte y se detalla la solución implementada para la herramienta propuesta. Además, se presenta resultados llevados a cabo para la validación del mismo.

El primer capítulo proporciona una revisión de diversas aproximaciones al modelado del sistema de control motor humano, y su implicación para el desarrollo de nuevos dispositivos robóticos. Así mismo, se realiza un análisis del estado del arte de diversas plataformas robóticas para potenciar investigación en control motor humano, y particularmente se presenta los exoesqueletos, centrados no solo a rehabilitación y asistencia motora, sino también a la investigación.

El capítulo 2 analiza la biomecánica del miembro superior humano y presenta diversas aproximaciones a su modelado, desde un punto de vista mecánico. Teniendo en cuenta el acoplamiento directo entre el exoesqueleto robótico y la persona, se consideran diversos aspectos fisiológicos relativos a la aplicación de fuerza sobre el brazo. Así mismo, se estudian las tecnologías implicadas en el desarrollo de exoesqueletos. Finalmente, se presenta el dispositivo robótico de miembro superior que será utilizado en la presente tesis doctoral.

En el tercer capítulo se describe la integración del exoesqueleto robótico bajo una arquitectura global. Igualmente se presentan las diversas herramientas que conforman el entorno. Teniendo en cuenta el rol fundamental que juega la seguridad del sistema, se describe los mecanismos que se han implementado en la plataforma para garantizar la seguridad y confiabilidad del mismo. Finalmente, en el capítulo se describen una serie de experimentos que validan la funcionalidad del exoesqueleto robótico y los perfiles de fuerza que éste puede aplicar.

La definición de un estudio en el ámbito de aplicación del sistema, se recoge en el cuarto capítulo. Se discuten la importancia de la modulación de la impedancia mecánica del sistema neuro-muscular y la relevancia de modelar dicha impedancia. Específicamente, se plantea obtener y validar la estimación de la visco-elasticidad asociada al codo a partir de información electromiográfica. Al final del capítulo, se realizan diversas simulaciones para definir la metodología experimental y validar las técnicas de estimación de parámetros.

El quinto capítulo presenta el protocolo de medidas definido para las pruebas al igual que las técnicas experimentales y analíticas para el tratamiento de la información. Además, el análisis de los datos, la estimación de parámetros y la evaluación de la relación entre la información biomecánica y electromiográfica se recoge en este capítulo. También, los parámetros obtenidos son comparados con los encontrados en la literatura.

Finalmente, las conclusiones y el trabajo futuro se presentan en el último capítulo. Así mismo, se enumeran las principales aportaciones de la presente tesis y se recogen las publicaciones científicas derivadas del trabajo.

Capítulo 1

Estudio del Sistema Neuro–Motor Humano. Estado del Arte en Plataformas Robóticas para la Investigación.

El estudio del sistema motor humano involucra aspectos cognitivos, neurológicos y biomecánicos. La importancia de tales estudios llega a ser mas evidente si consideramos su implicación en el diseño de herramientas artificiales, tales como dispositivos protésicos y ortésicos. Inicialmente se discuten algunas aproximaciones seguidas para el modelado del sistema neuro-motor humano. Posteriormente, el capítulo presentará una revisión crítica del estado del arte de los dispositivos y plataformas robóticas que han potenciado estudios e investigaciones en dicho campo. Nos centraremos en plataformas para el miembro superior y particularmente en los exoesqueletos robóticos destinados no sólo a la investigación sino también a la rehabilitación y asistencia de personas con discapacidades motoras. Teniendo en cuenta estas consideraciones, se concibe la plataforma multimodal basada en un exoesqueleto robótico, que será utilizado en la presente tesis doctoral.

1.1. Introducción

La integración de humanos y dispositivos robóticos en un sistema híbrido ofrece una amplia gama de oportunidades para desarrollar una nueva generación de tecnologías para uso en aplicaciones biomédicas, espaciales, industriales y de investigación, [18]. Esta integración se ha potenciado con los avances en la miniaturización de sensores, la computación móvil, y el desarrollo de sistemas de actuación optimizados. Además, con el desarrollo de elementos de almacenamiento de energía que proporcionan gran autonomía, se ha fomentado un creciente interés en tecnologías portátiles basadas en sistemas robóticos. La incorporación de nuevas estrategias de control biológicamente inspiradas, basadas en el modelo humano, para el control de dichos dispositivos robóticos posibilitarán la interacción humano–robot de forma más natural.

El análisis del movimiento humano es un tema de interés para un amplio rango de disciplinas que abarcan desde biomecánica a ciencias del movimiento humano. Incluye aspectos tecnológicos (sensores y sistemas de medición), aspectos de procesamiento de señal (filtrado, calibración, sincronización) y aspectos de modelado (coordinación de múltiples articulaciones, redundancia, organización del sistema de control humano). Además, el análisis se centra en funciones motoras específicas (mantenimiento de postura, marcha, movimiento de brazos, y manipulación) o en diversas áreas de aplicación, [24].

Existe un creciente interés en el diseño y desarrollo de dispositivos robóticos en forma de sistemas protésicos y ortésicos cuya dinámica funcional se asemeje a la humana con el objetivo de permitir que el control sea lo más natural posible. Así, el modelado de la forma en que las personas aprenden a coordinar sus movimientos en actividades diarias o en otras tareas (manipulación, mantenimiento de posturas, etc), al igual que los factores que causan la pérdida del control de los movimientos (debido principalmente a trastornos neurológicos) son temas científicos que tienen

una implicación importante en rehabilitación, neurociencia, biomecánica y cibernética, entre otros.

Es posible esquematizar el flujo de información entre las diversas estructuras que conforman el sistema motor. La figura 1.1 proporciona un diagrama jerárquico a través de varios niveles, en la generación de comandos motores. Se representan los lazos desde la corteza cerebral, el cerebelo, pasando por la médula espinal hasta llegar a los músculos.

Esta comprensión y modelado del sistema neuro-motor humano permite desarrollar estrategias de control bio-inspiradas para ser implementadas en el desarrollo de nuevos dispositivos, tales como prótesis y ortésis, y para explorar nuevas terapias para personas discapacitadas por patologías y trastornos que afectan al sistema motor en su conjunto ó a alguno de sus subsistemas.

1.2. Estudios y Modelado del Sistema Neuro–Motor

Existe una amplia variedad de técnicas experimentales y analíticas desarrolladas para estudiar y modelar el sistema neuro-motor humano y para inferir los mecanismos y estrategias usadas por el SNC para generar y modular el movimiento. Una forma clásica para caracterizar un sistema es a través de la aplicación de una perturbación externa y la observación de los cambios en la dinámica del sistema, [25]. La fuerza externa inicialmente altera los movimientos. Luego, el análisis de las trayectorias de los miembros, de las fuerzas y de la activación eléctrica muscular y neuronal proporcionan características de cómo el SNC compensa la nueva dinámica, [26].

Por tanto, para explorar esta técnica y para llevar a cabo estudios y experimentos para el modelado del sistema de control motor humano, se requiere registrar diversas variables que abarcan desde las biomecánicas a las bioeléctricas. Adicionalmente se necesita algún modo de modificar o perturbar el movimiento, de tal forma

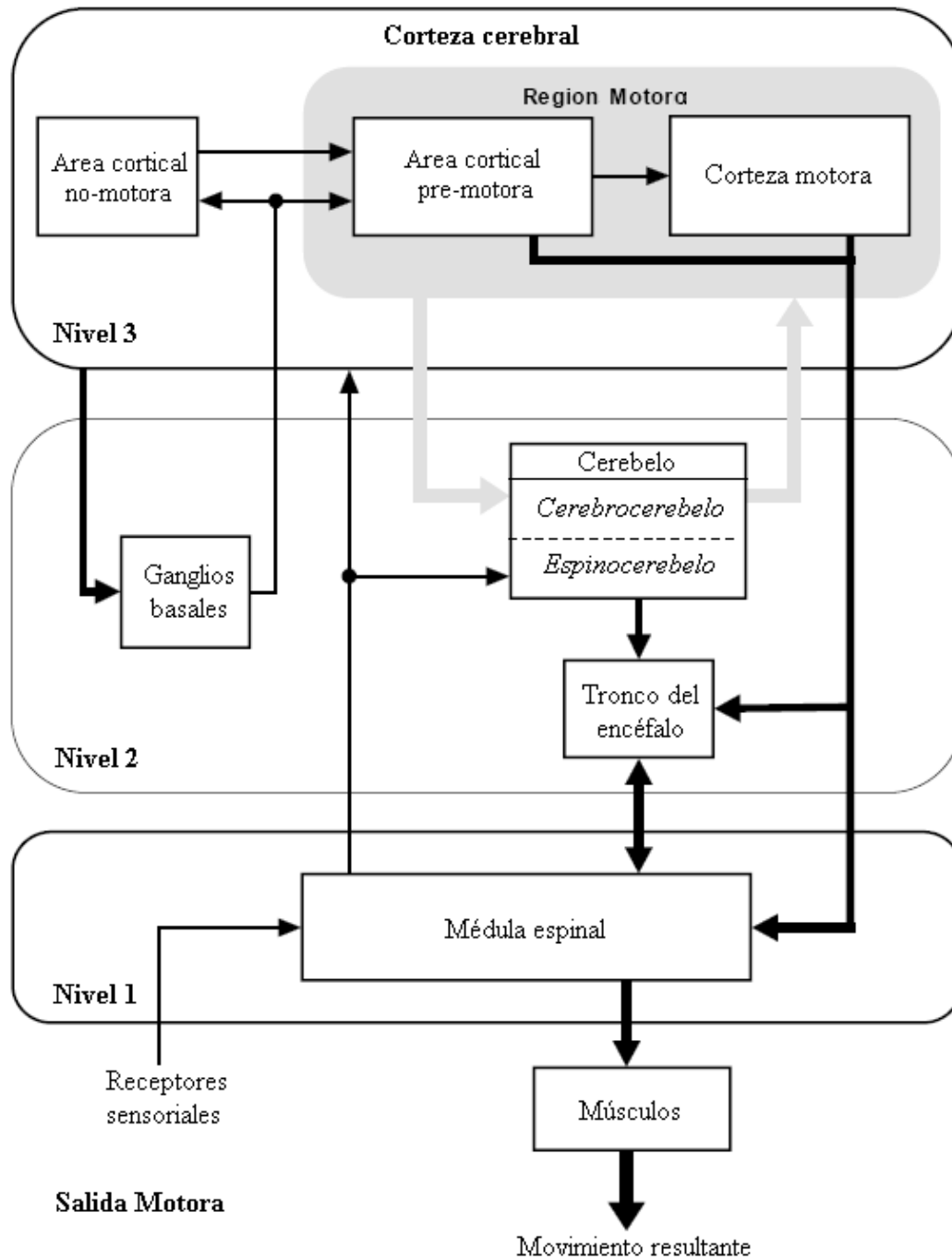


Figura 1.1: Esquema jerárquico del flujo de información de las partes que intervienen en el sistema motor humano.

que, en la literatura, muchos estudios han presentado manipuladores y dispositivos robóticos para realizar esta tarea, [27, 28, 29].

Las siguientes secciones presentan diversos aspectos relativos a estos dispositivos y plataformas robóticas que han potenciado investigaciones en el campo de control motor humano. También, se hace una revisión de diversos desarrollos llevados a cabo en la literatura, particularmente destinados al miembro superior humano.

1.3. Estado del Arte en Plataformas para la Investigación

Se han propuesto diversos métodos para cuantificar y modelar aspectos específicos del sistema motor humano. Algunos de estos métodos están basados en el análisis de la relación dinámica entre fuerza/par y posición (o viceversa) que resulta de una perturbación aplicada por un dispositivo, tal como un manipulador o dispositivo externo.

1.3.1. Características de funcionalidad

Existen diversos índices y requerimientos de funcionalidad que definen las características de la interfaz o plataforma, particularmente en lo relativo a la interacción dinámica con el miembro superior humano. A continuación se presentan y discuten algunos de estos índices.

- **Rango dinámico.** La interfaz o dispositivo debe ser capaz de aplicar una amplia variedad de fuerzas, pares y cargas mecánicas dentro de una funcionalidad definida. Así, el rango dinámico define o delimita las fuerzas que pueden ser ejercidas por el dispositivo sobre el miembro superior o sus articulaciones.
- **Resolución.** La resolución define qué tan finamente se pueden regular las fuerzas y cargas mecánicas ejercidas, dentro del rango dinámico de la interfaz. Existen factores de tipo mecánico que pueden afectar la resolución tal como las holguras en los elementos de la transmisión mecánica.

- **Grados de libertad (GdL).** La definición del número de grados de libertad, tanto activos como pasivos, impone diversos compromisos en el diseño y la complejidad de la interfaz. La cadena cinemática del miembro superior puede aproximarse por 7 grados de libertad. Así, la inclusión en un dispositivo de un mayor número de grados de libertad impone restricciones en cuanto a peso, tamaño, consumo de energía, etc., particularmente para interfaces portátiles. Esto es debido a necesidad de un mayor número de sensores, actuadores y sistemas de control.

La mayoría de manipuladores encontrados en la literatura restringe los movimientos a 2 GdL, es decir, permite realizar movimientos en un plano específico.

- **Volumen de trabajo.** El volumen de trabajo de la interfaz define el rango de movimiento que puede desarrollar el sujeto que utiliza el dispositivo. Particularmente se requiere un rango de movimientos que permita movimientos en actividades diarias. Dependiendo del número de GdL, el volumen de trabajo se puede describir por figuras geométricas tales como esferas o paralelepípedos, que abarcan las posiciones alcanzables por la interfaz.

La utilización de manipuladores restringe mecánicamente el rango de movimientos que la persona puede realizar. De otro lado, la utilización de dispositivos portátiles y exoesqueletos ha permitido la configuración de nuevos experimentos en los cuales la persona puede llevar a cabo movimientos dentro de su rango de movimientos normal.

- **Seguridad.** Uno de los aspectos más críticos en el diseño de una interfaz mecánica o plataforma acoplada a una persona, es la seguridad, teniendo en cuenta las fuerzas y cargas que pueden ejercerse sobre la persona. De esta manera, en el diseño deben considerarse sistemas redundantes de seguridad que eviten problemas potenciales o lleguen a poner en riesgo la integridad

del sujeto. Entre estos sistemas deben considerarse limitaciones mecánicas, pulsadores de emergencia y limitaciones electrónicas y en las estrategias de control.

1.3.2. Sistema de actuación

El tipo de actuación depende de las especificaciones generales del dispositivo, tales como portabilidad y rango dinámico. Para la selección del tipo de actuación igualmente deben considerarse el tipo de control y la aplicación a la que va destinada.

Muchas investigaciones involucran el acoplamiento de una parte del cuerpo (miembro superior, inferior, etc.) a un dispositivo o manipulador que impone perturbaciones de entrada con un determinado ancho de banda. La dinámica del dispositivo interactuará con el sistema que se quiere medir y puede influir en los resultados. Las interacciones entre los mecanismos de sujeción, el miembro y la dinámica de los actuadores puede ocasionar problemas, tales como fuerzas inerciales inducidas por el dispositivo entre otras. De esta manera, se requiere de alguna estrategia para realizar una compensación de la dinámica del actuador.

Para el caso de dispositivos e interfaces que aplican cargas o perturbaciones mecánicas sobre el miembro superior, el tipo de perturbación también impone diversos requerimientos sobre los actuadores. En general, se pueden encontrar tres tipos de perturbaciones: perturbaciones de fuerza (par), perturbaciones de posición y perturbaciones en la relación entre ambas variables. A continuación se describen cada una de ellas.

Perturbación de posición. Técnicamente, esta es una aproximación más difícil de realizar experimentalmente, teniendo en cuenta que los actuadores deben tener una respuesta dinámica más alta y debe generar fuerzas mayores que el sistema en estudio con el objetivo de obtener un control de posición efectivo.

Perturbación de fuerza/par. Las entradas de par o fuerza han sido utilizadas en una gran variedad de estudios en la literatura. Consisten en aplicar un par/fuerza sobre el miembro superior (o sus articulaciones) y medir los cambios resultantes en la cinemática. Así mismo, se requiere una medición directa del par/fuerza aplicado por el dispositivo sobre el sistema. Esta es la aproximación seguida en los experimentos que se describen en el capítulo 4.

Perturbación de impedancia. Esta aproximación consiste en imponer diversos parámetros tales como inercia, viscosidad y rigidez sobre el miembro superior (o sus articulaciones). Este tipo de perturbaciones se realiza con el objetivo de obtener una respuesta del sistema ante diferentes condiciones operativas, e involucra la realización de tareas específica por parte del usuario (movimiento punto a punto, movimiento cíclico, etc).

1.3.3. Plataformas robóticas en la literatura

En la literatura, uno de los dispositivos más comunes para realizar estudios en el campo del control motor humano son los manipuladores, que normalmente poseen un espacio de trabajo restringido a un plano. Sin embargo, en muchos estudios han sido utilizadas otras configuraciones de interfaces y dispositivos, tanto con sistemas que se anclan a una base fija como con dispositivos portátiles. Entre estos últimos destacan los exoesqueletos robóticos destinados a estudios e investigación.

Los primeros trabajos sobre control del movimiento, control postural y caracterización de impedancia mecánica del brazo se han llevado a cabo con el desarrollo de manipuladores que imponen perturbaciones en el extremo final del miembro superior, [30, 31, 32]. Estos estudios han utilizado los dispositivos robóticos para la generación de campos de fuerzas en el rango de movimientos que el sujeto debe realizar.

Acosta et al., [28], han desarrollado un manipulador robótico para generar cargas contra las cuales el usuario realiza varias tareas y también para imponer perturbaciones en el terminal del manipulador para permitir la estimación de sus propiedades mecánicas (véase la figura 1.2).

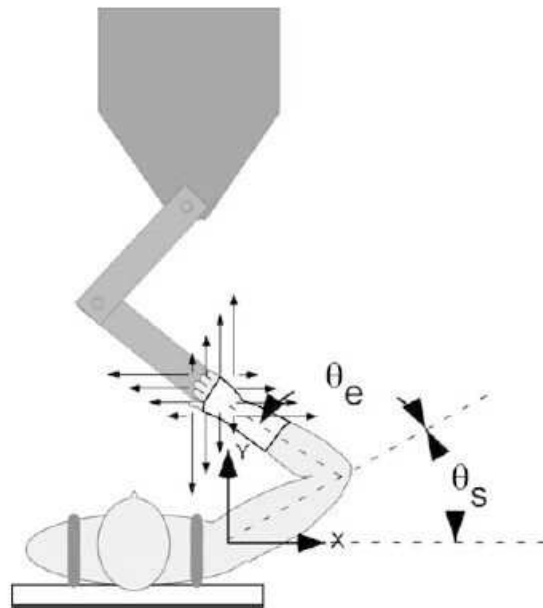


Figura 1.2: Esquemático de un manipulador usado para realizar estudios, en el plano horizontal, de diversos aspectos del sistema motor humano, [28].

De Vlugt ha descrito el diseño y aplicación de un dispositivo para estudiar las propiedades mecánicas del brazo obtenidas a través del registro de las desviaciones de posición como resultado de perturbaciones de fuerza, [29]. La aplicación del manipulador se evalúa en un experimento con una persona que realiza una tarea de mantenimiento de posición. El mismo autor presenta una técnica de identificación de los parámetros de la impedancia asociada al miembro superior, [33].

Además de los manipuladores, se han utilizado otras configuraciones de dispositivos para estudios y modelado, tales como los presentados en [34, 35, 36, 37, 38].

Gomi y Kawato desarrollaron un dispositivo denominado PFM (*Parallel Link Drive Air-Magnet Floating Manipulandum*) para medir la impedancia asociada al brazo humano bajo diversas condiciones (véase la figura 1.3), [35]. El dispositivo se gobierna utilizando control de impedancia.

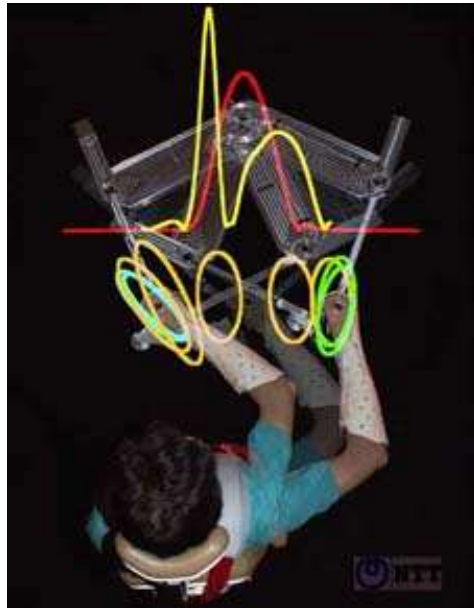


Figura 1.3: Manipulador PFM empleado en la caracterización de la dinámica del miembro superior, [35].

Crear, [36], ha diseñado y construido una estructura robótica en forma de mesa que permite movimiento plano en los ejes X e Y. La estructura aplica campos de fuerzas específicas para estudios del SNC.

Xu ha desarrollado un sistema para determinar las propiedades mecánicas del miembro superior durante el mantenimiento de postura y la ejecución de movimiento, a través de un dispositivo de perturbación (*airjet*) sujeto a la muñeca de la persona y que proporciona perturbaciones estocásticas en 2D, [37]. El *airjet* genera fuerzas de 4 N y tiene una respuesta en frecuencia plana de hasta 75 Hz. Lo más relevante de este desarrollo es que no impone restricciones en el espacio en que se realizan los movimientos de la articulación.

Dentro de la literatura, también existen técnicas de investigación que utilizan fMRI (*functional Magnetic Resonance Imaging*) para observar variaciones en la actividad cerebral cuando se aplican movimientos externos sobre la persona y para estudiar actividad neuronal relacionada con actividades motoras. La resonancia magnética funcional permite averiguar qué áreas del cerebro están activas durante la ejecución de una determinada tarea. En la práctica, la resonancia magnética impone diversas condiciones en su entorno, tales como altos campos magnéticos y pulsos de radiofrecuencia, de manera que no es posible utilizar interfaces robóticas tradicionales.

De esta manera diversos manipuladores y dispositivos han sido desarrollados usando materiales y actuadores que no interfieran en la experimentación que involucre fMRI. Dovat et al., [38], presenta una interfaz háptica para usarse en conjunto con fMRI, de forma que los diseños han sido implementados con materiales compatibles con la resonancia magnética. La interfaz proporciona 2 GdL.

Suminski et al., [39], han presentado un manipulador con actuación neumática para usarse en conjunto con fMRI que posibilita medir y perturbar los movimientos de flexión y extensión del codo. De este modo, la característica particular del dispositivo es que es conveniente para usarse en un entorno electromagnético de un escáner fMRI.

La incorporación de otras estructuras robóticas tales como los exoesqueletos permiten configurar nuevos paradigmas en estudios e investigación, con un rango de trabajo y estructura cinemática similar a la del miembro superior. La sección 1.4 presenta estos dispositivos y describe su utilización en entornos configurados para la realización de experimentos.

1.4. Estado del Arte en Exoesqueletos para el Miembro Superior

El término exoesqueleto significa esqueleto externo y se utiliza en biología para describir la estructura exterior y rígida de insectos o crustáceos. Por extensión, en el campo de la robótica y ortésica se utiliza este término para describir las estructuras externas rígidas que proporcionan soporte a las funciones motoras de la persona.

De esta manera, podemos definir un exoesqueleto robótico como un mecanismo estructural externo cuyos segmentos y articulaciones se corresponden con las del cuerpo humano (estructura antropomórfica). Se adapta o acopla a una persona de modo que el contacto físico entre el operador y el exoesqueleto permite una transmisión directa de potencia mecánica y señales de información, [18]. Por tanto, el exoesqueleto debe ser ajustable ó adaptable con el fin de alinear sus articulaciones con los centros de rotación de las articulaciones del cuerpo humano tales como hombro, codo y muñeca.

Teniendo en cuenta que se presenta un contacto físico entre la persona y el dispositivo robótico para proporcionar la potencia mecánica, debe existir una interfaz que tenga en cuenta las características del tejido blando del sistema muscular. Igualmente se deben considerar aspectos especiales como son la seguridad, robustez y fiabilidad del mecanismo robótico.

De la variedad de desarrollos llevados a cabo en la literatura con exoesqueletos robóticos, muy pocos dispositivos han llegado a estar disponibles comercialmente. La razón principal radica en las limitaciones de las tecnologías implicadas en la implementación de esos dispositivos (actuación y almacenamiento de energía principalmente) y en la aceptación por parte del usuario, teniendo en cuenta la dificultad para su control en muchos prototipos.

1.4.1. Clasificación de los exoesqueletos

Existen varias clasificaciones de estos dispositivos en función del tipo de actuadores utilizados (eléctrico, hidráulico, neumático, etc.), el tipo de control, la cadena cinemática y la aplicación objetivo. La mayoría de los dispositivos actuales son interfaces sujetas a una base externa (*grounded*). Otra clasificación se puede hacer teniendo en cuenta su portabilidad. Basándonos en su portabilidad podemos clasificar a los exoesqueletos como no portátiles y portátiles. La figura 1.4 esquematiza esta clasificación.

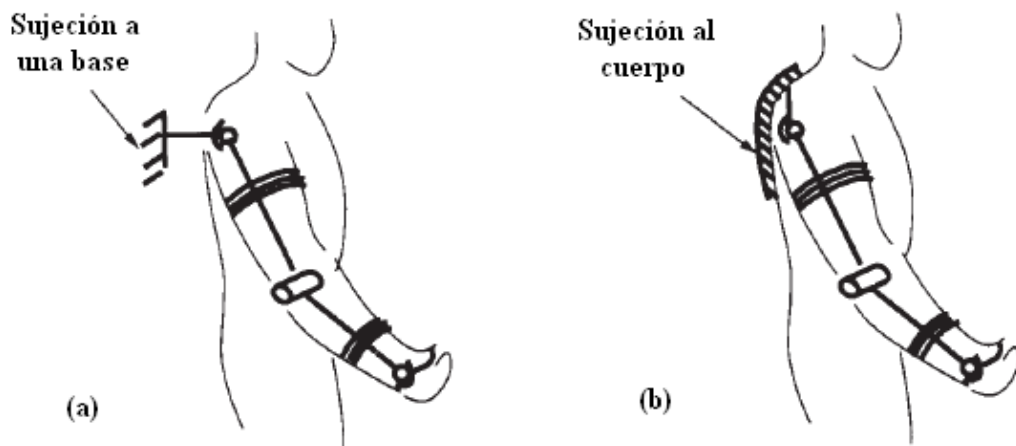


Figura 1.4: Clasificación de interfaces exoesqueléticas teniendo en cuenta su portabilidad: a) Exoesqueletos no-portátiles. b) Exoesqueletos portátiles

1.4.1.1. Exoesqueletos no portátiles

Dentro de esta categoría se incluyen las estructuras exoesqueléticas que se encuentran ancladas a una base fija, tal como el suelo, la pared o el techo. En general estas interfaces son más pesadas y complejas que los exoesqueletos portátiles. Debido a que suelen tener la capacidad de producir fuerzas de salida mayores. Además, la seguridad es especialmente importante en su diseño.

En este tipo de dispositivos, el peso y volumen de los actuadores no llega a

ser una restricción en el diseño, teniendo en cuenta que éstos pueden residir en la base y transferirse las fuerzas de actuación a través de transmisiones como cables y poleas. De esa forma, estos dispositivos pueden construirse utilizando tecnologías tradicionales en actuación.

1.4.1.2. Exoesqueletos portátiles

Estas interfaces portátiles se distinguen de las anteriores en que el soporte sobre el que se apoya todo el peso del exoesqueleto es el propio usuario o un dispositivo móvil con el usuario, como por ejemplo una silla de ruedas. De esta forma los exoesqueletos portátiles ejercen las fuerzas de reacción sobre el usuario en los puntos de sujeción, mientras en los dispositivos no-portátiles dichas fuerzas son ejercidas sobre la base.

La característica de portabilidad en un dispositivo obliga a diseñar interfaces de bajo peso y volumen, para evitar problemas de fatiga. Los actuadores deben disponer de una alta relación potencia-peso y potencia-volumen para poder ser utilizados en estas interfaces. Se clasifican en dos grandes grupos: los exoesqueletos para el brazo y para la mano (tipo guantes).

Adicionalmente, las interfaces exoesqueléticas portátiles requieren un compromiso en el número de grados de libertad. La restricción de peso impide un gran número de actuadores, pero a la vez se necesitan un mínimo de grados de libertad para poder ejercer las fuerzas de forma apropiada sobre el brazo de la persona.

1.4.2. Aplicaciones de los exoesqueletos robóticos

Estos dispositivos robóticos han sido usados en tele-manipulación, para aumentar la capacidad de levantar cargas, para rehabilitación, como asistencia a personas con lesiones motoras y en investigación neuromotora. Conceptualmente, los sistemas exoesqueléticos pueden usarse para las siguientes aplicaciones:

- Amplificadores de potencia.
 - Asistencia y compensación funcional.
- Dispositivo para realimentación háptica y de fuerzas
 - Maestros de un sistema de teleoperación maestro/esclavo.
 - Dispositivos hápticos.
- Rehabilitación y entrenamiento motor.
- Estudio e investigación.
 - Biomecánica.
 - Neurofisiología y control motor.
 - Trastornos de movimiento.

1.4.2.1. Amplificadores de potencia

El propósito principal del exoesqueleto en esta configuración es amplificar la capacidad física que puede desarrollar un operador. Sin embargo, también puede ser usado como ortesis para personas físicamente impedidas o limitadas, [40].

Cuando se utiliza como amplificador de potencia, la persona suministra señales de control al exoesqueleto, mientras el dispositivo proporciona gran parte de la potencia necesaria para llevar a cabo la tarea. La persona llega a ser parte del sistema y percibe una versión reducida de la fuerza externa ejercida por el exoesqueleto debido a mecanismos de reflexión de fuerzas, [18].

Un desarrollo relevante en exoesqueletos robóticos como amplificadores de potencia es el *Bleex Exoskeleton* (véase figura 1.5), que consiste en un dispositivo capaz de aumentar las capacidades físicas de los soldados, mediante un exoesqueleto acoplado a su cuerpo, [41].



Figura 1.5: “*Bleex Exoskeleton*”, exoesqueleto robótico para aumentar la carga que puede levantar una persona y la velocidad que puede alcanzar. Destinado a aplicaciones militares.

1.4.2.2. Asistencia y compensación funcional

El uso de robots para la asistencia a personas ha sido considerado por muchos investigadores desde el comienzo de la robótica moderna. Son muchos los factores que están contribuyendo a expandir la necesidad de tales dispositivos, tales como el envejecimiento de la población en muchos países y las expectativas generadas para una asistencia médica adecuada a personas discapacitadas.

Las personas con problemas neuromusculares pueden perder la capacidad de realizar con sus brazos diversas actividades diarias debido a la debilidad muscular. Esto es un síntoma de enfermedades tales como la distrofia muscular (MD), la atrofia muscular espinal (SMA), lesiones parciales de la médula espinal y cierto nivel de atrofia que se presenta normalmente con el proceso de envejecimiento.

Algunos ejemplos de enfermedades que afectan a los nervios que controlan los músculos y que afectan los músculos directamente se resume en la tabla 1.1. Incluso las atrofas musculares menores ocasionan usualmente un cierto nivel de pérdida de movilidad o de fuerza.

Causas comunes de debilidad muscular

Apoplejía
 Lesión de la médula espinal
 Lesión nerviosa periférica (neuropatía periférica)
 Inmovilización prolongada
 Osteoartritis, artritis reumatoidea
 Terapia prolongada con corticosteroides
 Diabetes (neuropatía diabética)
 Poliomielitis
 Esclerosis lateral amiotrófica
 Síndrome de Guillain-Barre
 Distrofia muscular, distrofia miotónica
 Miotonía congénita
 Miopatía

Tabla 1.1: Patologías y causas comunes implicadas en problemas neuro-musculares que causan debilidad.

En el caso de asistencia y compensación funcional, el exoesqueleto robótico se comporta como un dispositivo ortésico, que asiste o aumenta el movimiento de una persona. El paciente proporciona señales de control al dispositivo, mientras el exoesqueleto suministra gran parte de la potencia mecánica para llevar cabo la tarea. También puede permitir un mejor control de los miembros para personas con problemas neuromotores tales como los movimientos espásticos, a través de la atenuación de los mismos.

Un aspecto relevante en la interfaz para asistir en las funciones motoras de un paciente es la información o señal de control. Esta información debe reflejar la intención o acción voluntaria del usuario. Entre los diversos canales y métodos para proporcionarla, se encuentran las mediciones del movimiento, de la fuerza de interacción con el dispositivo, de la activación muscular o de la actividad cerebral.

Los exoesqueletos robóticos representan una tecnología asistencial para reducir la dependencia y permitir a los pacientes y personas con limitaciones como la personas mayores llevar a cabo muchas tareas de forma independiente.

1.4.2.3. Dispositivos maestros de teleoperación

La teleoperación comprende el conjunto de tecnologías que permiten a un operador la realización de tareas a distancia, teniendo su aplicación específica en el desarrollo de tareas en entornos que conlleven un riesgo al operador o bien sean inaccesibles por éste, [42] (véase figura 1.6).

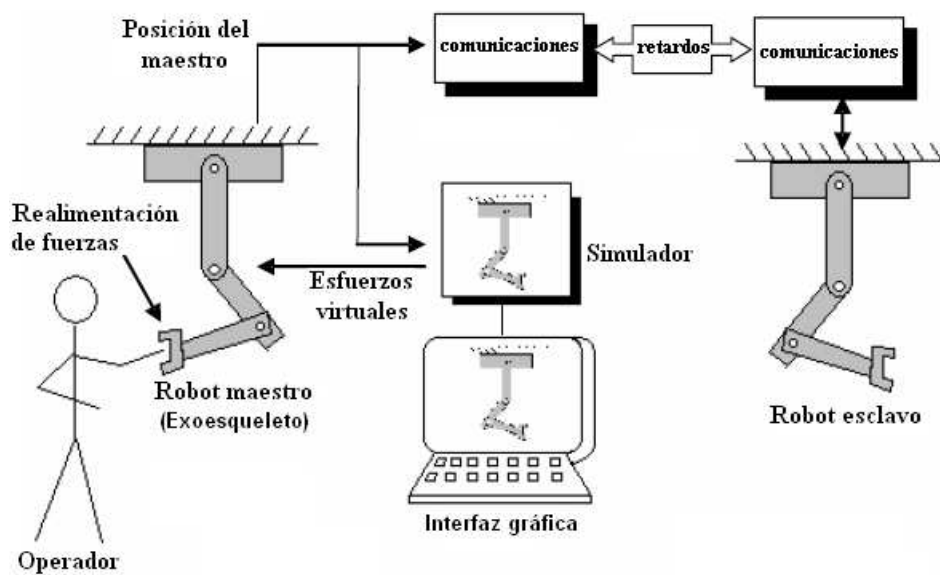


Figura 1.6: Elementos que intervienen en un sistema de teleoperación. En este escenario un exoesqueleto robótico puede actuar como el robot maestro.

Un exoesqueleto utilizado como dispositivo maestro en un sistema de teleoperación, configurado en modo bilateral, permite al operador unido al exoesqueleto (maestro) controlar un brazo robótico (esclavo). Las fuerzas aplicadas sobre el brazo robótico por el entorno son reflejadas al maestro y aplicadas por la estructura y actuadores del exoesqueleto al brazo del operador.

1.4.2.4. Exoesqueleto como una interfaz háptica

El empleo del exoesqueleto como un dispositivo háptico está destinado a simular la interacción humana con objetos en realidad virtual. En este contexto el término háptico se refiere a los dispositivos o interfaces capaces de proporcionar realimentación de fuerza o tacto al usuario. De esta forma, un objeto virtual en el entorno puede ser explorado o palpado por el operador, mientras la estructura exoesquelética y sus actuadores proporcionan una fuerza de realimentación, emulando objetos reales tanto en sus propiedades mecánicas como de textura (exoesqueletos robóticos para mano, tipo guantes).

La capacidad de interactuar mecánicamente con objetos virtuales mediante la incorporación de realimentación háptica permite a las personas manipular objetos en un entorno simulado o remoto, (véase figura 1.7). Esto convierte a los dispositivos exoesqueléticos convenientes para una variedad de aplicaciones tales como operación remota en entornos peligrosos (telemanipulación) y simuladores para entrenamiento quirúrgico, [43].

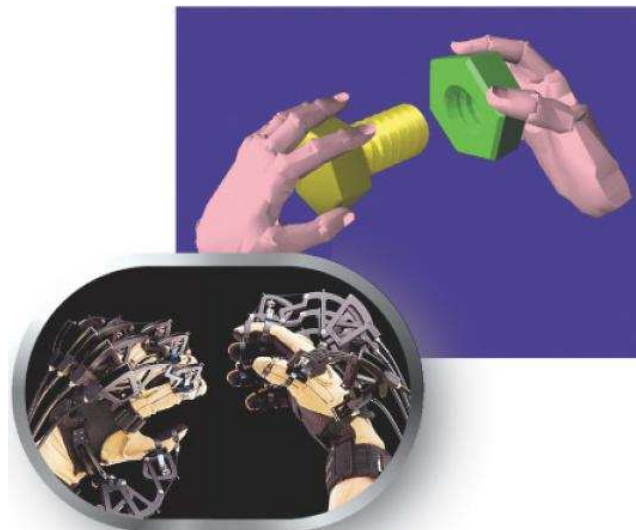


Figura 1.7: “Cybergrasp Exoskeleton”, dispositivo robótico para la mano capaz de proporcionar realimentación háptica al usuario.

Una aplicación para los exoesqueletos robóticos utilizados como interfaz háptica, es en el campo de rehabilitación. Diversas terapias físicas que utilizan la resistencia ofrecida al movimiento del usuario a través de realimentación háptica tienen aplicación en rehabilitación de pacientes, [44].

1.4.2.5. Rehabilitación y entrenamiento motor

En neuro-rehabilitación existen diversas terapias para los pacientes que tienen las extremidades superiores paralizadas a causa de lesiones del sistema nervioso central o periférico, tales como apoplejía (o Accidente Cerebro-Vascular, CVA) o lesiones de la médula espinal. El objetivo de la terapia es recuperar la función motora, mejorar los movimientos de coordinación, aprender nuevas estrategias de movimiento y prevenir complicaciones secundarias, tales como atrofia muscular, osteoporosis y espasticidad.

La apoplejía es la causa más importante de discapacidad. Se estima que tiene una incidencia anual de 180 casos por cada 100.000 habitantes en EEUU y de 125 casos por cada 100.000 habitantes en Europa, [45]. Aproximadamente un tercio de las personas que sobreviven a la apoplejía quedan con discapacidades severas. Después de la apoplejía, el control de los músculos y la fortaleza muscular de las extremidades superiores pueden quedar afectados, conduciendo a una reducción en la capacidad de desempeñar actividades cotidianas. Existen diferentes programas de rehabilitación destinados a recuperar la funcionalidad del paciente y mejorar las funciones motoras y sensoriales.

Las técnicas usadas en rehabilitación son principalmente de naturaleza mecánica. El entrenamiento consiste de ejercicios repetitivos los cuales reinician el proceso de re-aprendizaje interno del sistema nervioso central y mejoran las capacidades funcionales de los músculos afectados.

Hay dos modos principales de rehabilitación que un terapeuta emplea: ejercicios con asistencia activa y ejercicios pasivos. En los ejercicios pasivos el terapeuta mueve el brazo siguiendo movimientos específicos, sin intervención motora del paciente. En modo de asistencia activa, el paciente iniciará el movimiento y si es posible, lo completará. Sin embargo, si el paciente es incapaz de aplicar la potencia necesaria para completar la tarea o se mueve en una dirección equivocada, el terapeuta ayudará y moverá el brazo en la dirección correcta.

El hecho de que el progreso de la rehabilitación depende de un entrenamiento intensivo principalmente de carácter mecánico, soporta la aplicación de la terapia ayudada con dispositivos robóticos. En la literatura, diversas investigaciones han planteado y demostrado los beneficios de terapias de neurorehabilitación a través de dispositivos robóticos [46, 47]. Dichos estudios han evaluado la rehabilitación de pacientes, principalmente que han padecido apoplejía, mediante el uso de dispositivos robóticos tales como los exoesqueletos.

En aplicaciones de rehabilitación, el exoesqueleto robótico permite asistir en diversas terapias tanto activas como pasivas. De este modo, emula y replica los movimientos y ejercicios que un fisioterapeuta puede hacer mientras trabaja con un paciente para desarrollar la coordinación del brazo y la mano. Además, el dispositivo se comporta como una herramienta de medición que permite cuantificar fuerzas y movimientos, que con la terapia tradicional no es posible, con el objetivo de evaluar la evolución del paciente.

Siguiendo este ámbito de aplicación, diversos exoesqueletos robóticos han sido desarrollados, tales como el Lokomat (véase figura 1.8), en el ámbito de la rehabilitación de los miembros inferiores, [48].

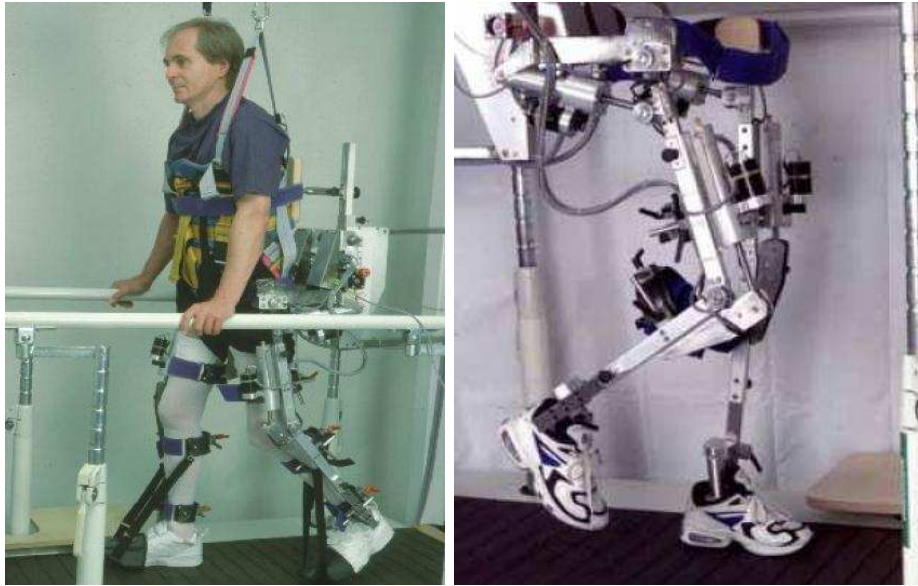


Figura 1.8: “Lokomat”, exoesqueleto para asistir en el proceso de rehabilitación de los miembros inferiores, [48].

1.4.2.6. Exoesqueletos como soporte a la investigación

Teniendo en cuenta que los exoesqueletos robóticos son capaces de aplicar fuerzas dinámicas independientes sobre diversos segmentos y articulaciones del cuerpo, estos dispositivos permiten realizar experimentos y estudios del movimiento humano, biomecánica, control motor, adaptación e investigación neuromotora.

Investigación Biomecánica. Es valioso disponer de una herramienta que permita estimar y cuantificar los efectos relativos a diversas disfunciones motoras y obtener diversos parámetros del miembro superior tales como el tono, espasticidad, coordinación, inercia y la impedancia.

El tono es un término que describe la resistencia muscular a un movimiento impuesto externamente al miembro. Clínicamente, la cuantificación del tono es útil en la evaluación de pacientes en condiciones que han incrementado o disminuido la cantidad de tono en el sistema músculo-esquelético. La espasticidad es un aumento

dependiente de la velocidad en los reflejos del brazo, lo que resulta en una contracción casi permanente de los músculos.

El exoesqueleto puede aplicar fuerzas sobre diversos segmentos y articulaciones del brazo con el objetivo de obtener información cinemática (movimiento), cinética (fuerza) y fisiológica del mismo. Permite tratar, analizar y caracterizar cada articulación independientemente y obtener realimentación sobre los efectos de las fuerzas aplicadas.

Investigación neurofisiológica y de control motor. La mayoría de investigaciones llevadas a cabo en este campo se han realizado con manipuladores que permiten movimiento plano, a través de la aplicación de campos de fuerza. Se trata por tanto de análisis en que la movilidad del sujeto se restringe a movimientos en 2D. Los exoesqueletos robóticos posibilitan la incorporación de nuevos experimentos y permiten explorar interrogantes a través de la realización de pruebas en todo el volumen en que se puede mover el miembro superior usando la aproximación de 7 GdL del miembro superior.

En recientes estudios de control neuro-adaptativo se ha trabajado con personas en el aprendizaje o entrenamiento de patrones de movimiento específicos mediante de la aplicación de fuerzas pre-seleccionadas sobre el brazo, [49]. Los resultados de estos estudios demuestran el potencial de estos métodos para enseñar destrezas motoras y para neuro-rehabilitación de pacientes con lesiones cerebrales. Los exoesqueletos facilitan el desarrollo de estos estudios ya que permiten aplicar patrones de fuerzas definidas.

En [50], los autores utilizan un robot exoesquelético de miembro superior para investigar junto con técnicas de campos de fuerza, los mecanismos subyacentes para planificación, ejecución y aprendizaje del control motor humano. Particularmen-

te, estudian características de adaptación y compensación ante diversos campos de fuerza en un rango de movimientos 3D.

Por otro lado, mediante la realización de movimientos coordinados guiados visualmente se puede examinar la función de varias áreas sensoriales y motoras del cerebro. El exoesqueleto permite, cuando se llevan a cabo los movimientos, cuantificar y manipular las características del movimiento.

Por ejemplo, el exoesqueleto puede aplicar carga viscosa (resistencia dependiente de la velocidad) sobre cada articulación del brazo independientemente, de forma que el par generado por el sistema muscular debe modificarse para realizar el movimiento, al tiempo que el dispositivo mide las características cinemáticas y cinéticas relacionadas con cada articulación. Posteriormente la información medida con el exoesqueleto se puede correlacionar con los registros bioeléctricos de la persona (EMG, EEG).

Siguiendo esta línea, en [51] se describen e ilustran una serie de experimentos en control motor usando un exoesqueleto robótico, relacionados con las características de adaptación de diversos movimientos cíclicos bajo perturbaciones de diversa índole.

Otras investigaciones han demostrado que una realimentación aumentada que se presente en entornos virtuales acelera el aprendizaje de tareas motoras, [52].

Comprensión de los mecanismos en los trastornos de movimiento. Un dispositivo de este tipo también es valioso para estudiar el movimiento humano, particularmente relacionado con trastornos motores. Así, el exoesqueleto proporciona información durante la realización de tareas motoras bajo diferentes condiciones mecánicas y puede convertirse en una herramienta tanto de diagnóstico como de estimación para cuantificar disfunciones motoras.

Además, el exoesqueleto puede ser usado para explorar experimentalmente los efectos de diferentes medicamentos en la recuperación de pacientes que padezcan disfunciones neuro-motoras y trastornos de movimiento.

1.4.3. Exoesqueletos robóticos en la literatura

Existe una gran cantidad de trabajos, investigaciones y desarrollos en el área de la robótica centrada en exoesqueletos robóticos. Las primeras aplicaciones de los dispositivos exoesqueléticos estuvieron en el campo de la telemanipulación. Entre los más destacados están el *Exoskeleton Force Arm Master* con 5 GdL motorizados para las articulaciones de hombro y codo, destinado a proporcionar realimentación háptica (véase figura 1.9). Otra estructura exoesquelética con 7 GdL ha sido desarrollada por Bergamasco, [53]. El peso total del dispositivo es superior a los 10 kg. El inconveniente principal de esos antiguos dispositivos radica en el peso que debe soportar el usuario, lo cual puede enmascarar la realimentación háptica y las fuerzas de reflexión que ejerce el dispositivo.



Figura 1.9: “*Exoskeleton Force ArmMaster*”, dispositivo robótico de miembro superior para aplicaciones de telemanipulación.

Más recientemente se encuentran los desarrollos exoesqueléticos de la ESA (*European Spacial Agency*) para telemanipulación, [54] (figura 1.10, derecha), el exoesqueleto L-Exos (*Light Exoskeleton*), [5] (figura 1.10, abajo), destinado a servir como interfaz háptica para el brazo humano, y el exoesqueleto desarrollado por Kim en Corea, [55] (figura 1.10, izquierda).

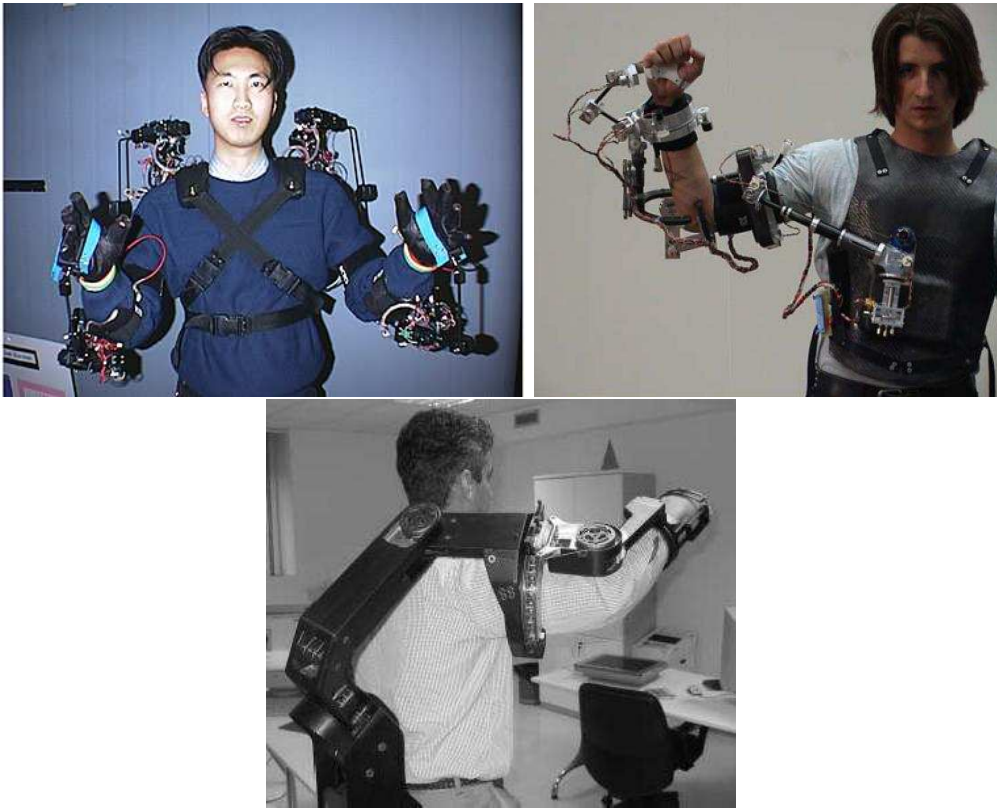


Figura 1.10: Exoesqueletos robóticos destinados a interfaces hápticas y para telemanipulación. Izq.: Exoesqueleto presentado en [55]; Der.: Exoesqueleto presentado en [54]; Abajo: L-Exos ([5]).

En las siguientes secciones se revisan los exoesqueletos robóticos de miembro superior destinados a aplicaciones de rehabilitación, asistencia a personas con problemas motores y los destinados a estudios en diferentes líneas de investigación.

1.4.3.1. Exoesqueletos para rehabilitación y asistencia motora

La primera ortesis motorizada que se hace referencia en la literatura se desarrolló en *Case Institute of Technology* (CASE) en la década de 1960, destinada a asistir a personas con patologías musculares. El dispositivo se configuró como un exoesqueleto con 4 GdL anclado a una base fija. El control del dispositivo se realizó usando fuentes de luz montadas en la cabeza que disparaban sensores de luz en el entorno. El trabajo derivado de la ortesis CASE continuó en el Hospital “*Rancho Los Amigos*” con el desarrollo de un dispositivo llamado *Golden Arm* de 6 GdL activados con motores. Este dispositivo fue montado sobre una silla de ruedas y fue usado por personas discapacitadas por poliomielitis o esclerosis múltiple. No fue controlado por ordenador, sino que se utilizaban interruptores para su operación.

Las principales limitaciones de los exoesqueletos presentados anteriormente radican en la interfaz con el usuario, lo que convierte el control del dispositivo en tedioso y difícil de usar. Con el objetivo de realizar un control sobre estos dispositivos de la forma más natural posible, diversas aproximaciones se han seguido en los últimos años para detectar la intención del usuario, tales como la utilización de la actividad eléctrica muscular.

La tabla 1.2 extrae las características más relevantes de exoesqueletos robóticos más recientes destinados a rehabilitación, asistencia motora y estudio e investigación, centrándonos en los dispositivos para miembro superior (brazos, mano, dedos).

Entre estos desarrollos están los exoesqueletos realizados por Kiguchi, Rosen y Tsagarakis. Kiguchi, [69, 56], ha desarrollado un exoesqueleto con 3 GdL para asistir el movimiento del miembro superior. Fue proyectado para personas físicamente débiles tales como ancianos, discapacitados y personas con lesiones motoras. Este dispositivo se controló con señales de electromiografía (EMG) aunque también consideraron variables cinemáticas del movimiento en el control.

Exoesqueleto	Características	Actuadores	Control	Portabilidad
Kiguchi, [56]	3 GDL	Motores DC	Control de impedancia Señales EMG, variables Cinemáticas	Sujeción a la pared
Rosen, [57]	7 GDL Peso: 5 Kg	Control de par, modelo Hill Motores DC	Señales mioeléctricas, var. cinemática. y dinámicas.	Fijado a la pared
Tsagarakis, [58]	7 GDL Peso: <2 Kg	Neumática (pMA)	Control de par Variables dinámicas	Anclado sobre mesa
MULOS, [59]	5 GDL	Motores DC		Fijado a silla de ruedas
DiCicco, [60]	1 GDL	Neumática	Señales EMG	Portátil
ASSIST, [61]	1 GDL Peso: 390 g	Neumática tipo McKibben	Control de presión	Portátil
Brown, [62]	6 GDL	Motores DC + transmisión cables		Portátil
Wege, [63]	4 GDL	Motores DC + transmisión cables	Control de par	Portátil
Caldwell, [64]	7 GDL	Motores DC + transmisión cables	Control de fuerza	Anclado
HAL-5, [65]	20 GDL	Motores DC	Señales EMG Generación de patrones de movimiento	Portátil
“Muscle Suit”, [66]	6 GDL Peso: 4.6 Kg	Neumática tipo McKibben	Método de presión diferencial	Portátil
“Power Assist Suit”, [67]	10 GDL Peso: 30 Kg	Neumática	Control de posición Señales bioeléctricas	Portátil
Kinarm, [27]	2 GDL	Motores eléctricos		Anclado
WOTAS, [68]	3 GDL Peso: 850 g	Motores DC planos Motores ultrasónicos	Control de impedancia Variables dinámicas	Portátil
Sarcos Master Arm, [50]	7 GDL	Hidráulica	Control de impedancia	Fijado a base

Tabla 1.2: Características funcionales de exoesqueletos del miembro superior recientes referenciados en la literatura.

El exoesqueleto se fijó al lado lateral derecho del usuario y utilizó como actuadores motores electromagnéticos de DC. Emplearon un controlador neuro-borroso para controlar el exoesqueleto, mediante la modificación de los ángulos de las articulaciones y la impedancia del brazo.

Rosen desarrolló un sistema exoesquelético basado en señales mioeléctricas, como prototipo para estudiar la integración del brazo humano con un dispositivo robótico (véase la figura 1.11), [57].



Figura 1.11: Sistema exoesquelético de Rosen de 7 GdL, para personas con discapacidad motora basado en señales mioeléctricas, [57].

El mecanismo se ancló a la pared, colocado en un plano sagital del usuario. El propósito básico de este exoesqueleto como dispositivo de asistencia, fue amplificar el momento generado por los músculos de la persona relativos a la articulación, mientras se manipulan cargas. Los actuadores de este sistema fueron motores electromagnéticos de DC. Desde la perspectiva del sistema, el algoritmo de control utilizó tres fuentes de información de realimentación:

- a) Dinámica. Los momentos generados en la interfaz entre el brazo, la carga externa y la estructura esquelética.
- b) Cinemática. El ángulo medido en la articulación del codo por un codificador óptico.
- c) Fisiológica. Mediante sensores EMG de superficie.

Tsagarakis, [58], construyó un prototipo de un exoesqueleto de 7 GdL destinado a la rehabilitación del miembro superior (véase la figura 1.12). El peso total del sistema fué bajo debido principalmente a la incorporación de actuadores neumáticos (pMA - *pneumatic Muscle Actuators*). Este tipo de actuador posee una excelente relación potencia/peso, sin embargo tiene un comportamiento no lineal y una respuesta lenta. Cada articulación fue controlada independientemente mediante una estrategia de control de par.



Figura 1.12: Prototipo exoesquelético de 7 GdL enfocado a la rehabilitación del miembro superior que utiliza actuación neumática (pMA), [58].

Aunque los desarrollos de exoesqueletos presentados anteriormente han proporcionado gran conocimiento acerca del diseño e integración de dispositivos robóticos con personas y particularmente discapacitados, éstos no han ido mas allá de ser prototipos. Además, estos dispositivos han requerido la sujeción a una base fija, lo que los restringe para su utilización en actividades ambulantes.

Para proporcionar mayor movilidad a los pacientes, se han desarrollado diversos exoesqueletos robóticos para ser montados sobre sillas de ruedas, tales como el sistema MULOS (*motorised upper limb orthosis system*), [59]. Así mismo, Kiguchi ha desarrollado un exoesqueleto de miembro superior montado en una silla de ruedas (véase la figura 1.13, derecha), [7].

MULOS es un exoesqueleto con actuación eléctrica que tiene el objetivo de asistir a personas discapacitadas mediante la mejora, restauración o sustitución de funciones motoras del miembro superior (véase figura 1.13, izquierda). El sistema abarcaba 5 GdL (3 en el hombro, 1 en el codo y uno para pronación-supinación del antebrazo) y se diseñó para trabajar en 3 modalidades diferentes: *Asistencia activa*, *Movimiento Pasivo continuo* y *Ejercicio*. El prototipo fue instalado en una silla de ruedas.

Los exoesqueletos destinados a la mano y muñeca requieren consideraciones especiales teniendo en cuenta que el peso debe ser el mínimo posible en esta posición para no interferir en la realización de los movimientos naturales de la persona. De esta forma, gran parte de los desarrollos de estas estructuras se han implementado usando elementos de actuación ligeros tales como los actuadores neumáticos. Entre los desarrollos en esta categoría están los presentados en [60, 61, 62, 63, 64].

Un exoesqueleto controlado con señales EMG para la rehabilitación de la mano fue el presentado por DiCicco, [60]. Este dispositivo se implementó con actuadores

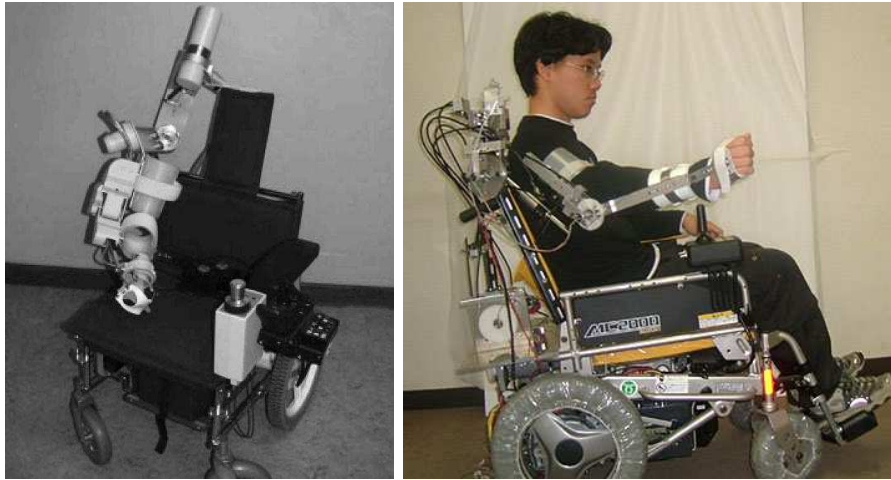


Figura 1.13: Exoesqueletos de miembro superior instalados en silla de ruedas: MULOS (izquierda) y dispositivo robótico de Kiguchi (derecha).

neumáticos con el objetivo de hacerlo ligero (véase la figura 1.14). En su estudio, el autor compara diferentes estrategias de control, tales como control binario, control variable y un control de alcance natural, para ser usadas con el dispositivo y presenta los resultados obtenidos de la utilización del exoesqueleto con una persona tetrapléjica.

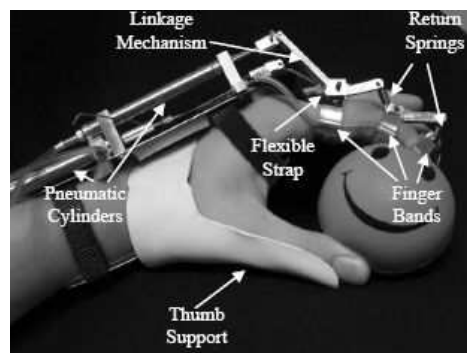


Figura 1.14: Sistema exoesquelético para mano controlado con señales EMG y que usa actuación neumática, [60].

ASSIST (*Active Support Splint driven by Pneumatic Soft Actuator*) es un dispositivo desarrollado por Sasaki, [61], para asistir en el movimiento de la muñeca de ancianos o personas con patologías de debilidad muscular (figura 1.15). El exoesqueleto utilizó músculos neumáticos tipo McKibben y un sensor de deformación

(*bend sensor*) para predecir la intencionalidad del usuario.

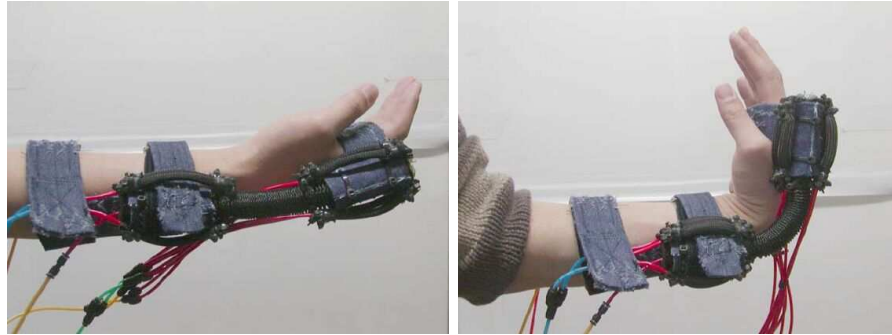


Figura 1.15: ASSIST, exoesqueleto para mano implementado con actuadores neumáticos tipo McKibben. Posición inicial (izquierda) y con actuación activada (derecha).

En general, los exoesqueletos requieren un soporte externo debido a los requerimientos de energía para alimentar los elementos de actuación. Los exoesqueletos que utilizan actuación neumática, a pesar de que permiten soluciones muy compactas tales como el ASSIST y el presentado por DiCicco, requieren de un compresor externo que limita su utilización en aplicaciones autónomas.

En el estudio presentado por Brown, [62], se describe el diseño e implementación de un dispositivo en forma de guante para asistir en los movimientos de personas que han perdido control de los músculos de la mano y dedos. El dispositivo se accionó por motores electromagnéticos DC y mediante una transmisión por cable. Entre los inconvenientes mencionados en su estudio, describen la necesidad de recalibración entre diferentes pacientes y el significativo efecto de la gravedad en el sistema.

Un exoesqueleto destinado a la rehabilitación de la mano es el presentado por Wege, [63]. El dispositivo es capaz de intervenir en 4 GdL de los dedos (véase la figura 1.16) por medio de actuadores eléctricos y con cables de transmisión.

En la Universidad de Salford (Inglaterra), Caldwell et al. han investigado en la

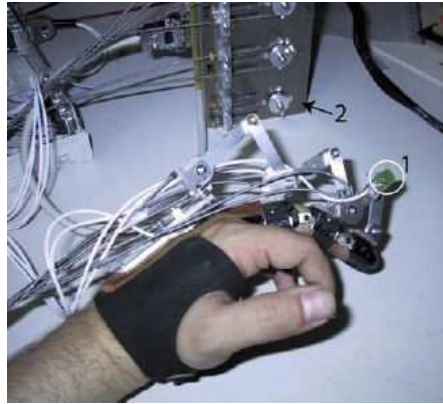


Figura 1.16: Prototipo de exoesqueleto para rehabilitación de los dedos de la mano. Permite intervenir en 4 GdL del dedo, a través de motores DC con transmisión de cables.

rehabilitación de los músculos de la mano usando un exoesqueleto que permite al usuario repetir exactamente los movimientos de los dedos, mediante ejercicios en un entorno de realidad virtual (véase la figura 1.17), [64]. El dispositivo posee 7 GdL activados por motores electromagnéticos de DC y cables para transmisión y para la reflexión de fuerzas sobre los dedos. El exoesqueleto se presentó como un prototipo, sin estudios clínicos.

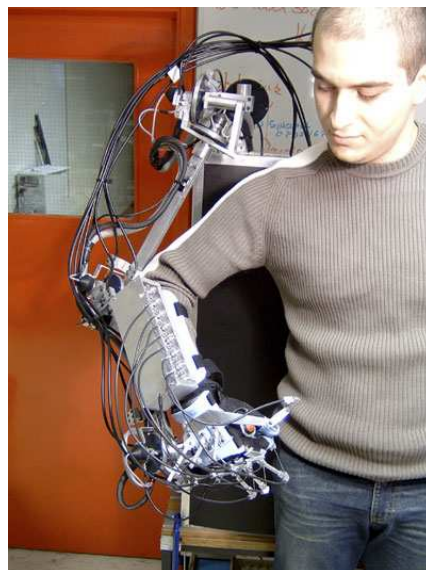


Figura 1.17: Exoesqueleto de mano para rehabilitación muscular a través de entornos virtuales. El dispositivo dispone de 7 GdL activados por motores.

WOTAS (*Wearable Orthosis for Tremor Assessment and Suppression*) es un exoesqueleto para el miembro superior desarrollado en el Grupo de Bioingeniería (IAI-CSIC) para evaluar diversas estrategias de control para cancelar temblor y estudiar este tipo de trastornos de movimiento (véase la figura 1.18), [68]. Es un dispositivo autónomo con tecnologías de actuación tradicionales (motores electromagnéticos de DC) y emergentes (motores ultrasónicos), capaz de aplicar fuerzas dinámicas internas sobre el brazo de diversa índole como carga viscosa o inercia.

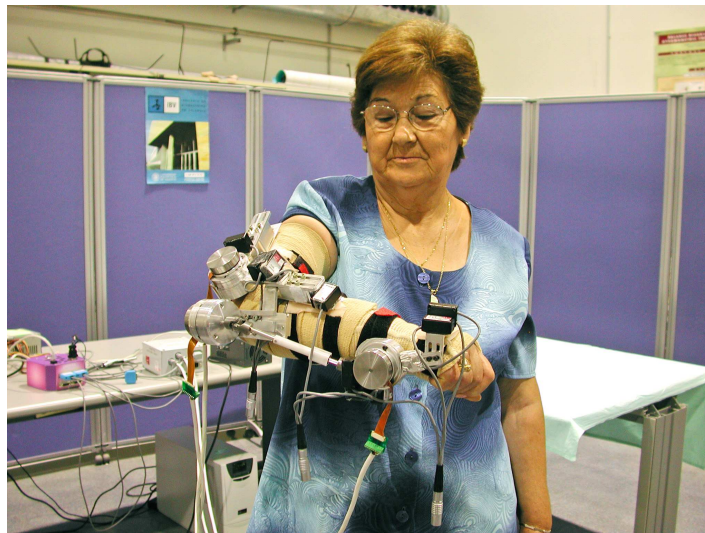


Figura 1.18: Dispositivo portátil WOTAS de brazo y muñeca para estudiar y evaluar estrategias de control para suprimir temblor patológico, [68].

La mayoría de estudios y desarrollos de exoesqueletos robóticos destinados a rehabilitación y asistencia motora se han enfocado al miembro superior, principalmente debido al importante papel que esta parte del cuerpo juega en la realización de actividades diarias. Sin embargo, también se han llevado a cabo importantes desarrollos de exoesqueletos para intervenir en otros segmentos y el cuerpo entero, tales como el *Muscle Suit*, el HAL-5 y el *Power Assist Suit*.

El denominado *Muscle Suit* es un exoesqueleto desarrollado por Kobayashi que proporciona soporte muscular en ambos brazos a personas discapacitadas o paralizadas, [66]. El sistema utiliza músculos artificiales McKibben como elementos de

actuación, lo que permite que sea un dispositivo ligero. Además, requiere de compresores de aire y válvulas para alimentar los actuadores.

Las primeras versiones de exoesqueletos robóticos están llegando al mercado a través de los dispositivos de cuerpo entero, HAL-5 y *Power Suit*. Dichos dispositivos totalmente portátiles, están alimentados con baterías.

Construido y comercializado por Cyberdyne Inc., Japón, HAL-5 es un exoesqueleto de cuerpo entero, diseñado para que ancianos y personas discapacitadas caminen, suban escaleras y en general realicen actividades diarias (véase la figura 1.19, izquierda). La estructura incorpora como actuadores motores de DC para hombros, codos, cadera y rodillas y las baterías proporcionan autonomía por encima de 2 horas. Además, utiliza dos sistemas de control diferentes: uno basado en señales de EMG y otro basado en patrones almacenados de movimiento.

Un exoesqueleto denominado "*Power Assist Suit*" para el cuerpo entero que utilizó actuadores neumáticos, micro-bombas de aire y baterías ha sido desarrollado por Yamamoto (véase la figura 1.19, derecha), [67]. El dispositivo permitió a una persona llevar un paciente de 85 Kg sin esfuerzo.

Considerando el uso de señales EEG como información de control, Pfurtscheller et al. presentan un conjunto de experimentos para investigar el control de una ortesis de mano por medio de BCI (*brain-computer interface*), [70]. El dispositivo fue comandado mediante la imaginación de diferentes acciones motoras.

Hoy en día, existen diversos proyectos destinados a desarrollar exoesqueletos robóticos, muchos de ellos para el miembro superior, [63, 71, 72, 73]. Un objetivo para esos desarrollos es que lleguen a la fase de disponibilidad comercial.



Figura 1.19: Exoesqueletos robóticos comerciales de cuerpo entero. HAL-5 (izquierda) y "Power Suit" (derecha).

1.4.3.2. Exosqueletos para estudio e investigación

Adelstein y Rosen, [74], han desarrollado un manipulador de 2 GdL como interfaz de reflexión de fuerzas diseñada para aplicar cargas mecánicas programables sobre el brazo humano y así estudiar la dinámica del brazo humano durante el temblor. Utiliza motores electromagnéticos de DC para ejercer fuerzas sobre el brazo de modo que el dispositivo permite identificar experimentalmente diversos mecanismos tremogénicos.

Scott, [27], ha presentado un exoesqueleto denominado KINARM que se adapta al brazo y antebrazo, de manera que el dispositivo le permite realizar movimientos combinados de flexión y extensión de las articulaciones del hombro y el codo para mover su mano a diversos objetivos en un plano horizontal (véase la figura 1.20). Este exoesqueleto permite medir las variables asociadas al movimiento de cada articulación y aplicar carga mecánica sobre el brazo. El sistema se encuentra disponible comercialmente.



Figura 1.20: KINARM: exoesqueleto de brazo y antebrazo para realizar estudios de movimiento.

Aunque es utilizado principalmente en aplicaciones de teleoperación maestro-esclavo, el exoesqueleto *Sarcos Arm Master* se ha presentado en diversos estudios para configurar experimentos con campos de fuerza, [50]. La estructura permite intervenir en los 7 GdL principales del miembro superior (véase la figura 1.21). También permite compensar efectos como la inercia, la gravedad y Coriolis, en el movimiento que realiza la persona.

FREFLEX (*Force Reflecting Exoskeleton*) es un sistema exoesquelético usado en diversas aplicaciones, principalmente militares. Utilizando este dispositivo robótico, Repperger et al. han realizado estudios utilizando este exoesqueleto para analizar diversos paradigmas en la interacción de personas que usan estos dispositivos con entornos de trabajo, [75]. En su estudio se han centrado en aspectos tales como estabilidad, funcionalidad y las estrategias empleadas por las personas para el intercambio de energía con el entorno. El dispositivo FREFLEX posee 7 GdL actuados mediante motores electromagnéticos DC y debe ser anclado a la pared.



Figura 1.21: *Sarcos Master Arm*, exoesqueleto con actuación hidráulica y 7 GdL.

1.5. Conclusiones del Capítulo

Como se ha estudiado a lo largo del capítulo, existe un gran interés en desarrollar herramientas artificiales y mecanismos robóticos antropomórficos acoplados a las personas (exoesqueletos) como alternativa para ayudar a las personas con discapacidad. Particularmente, los trastornos de movimiento, debilidad física y otras discapacidades relativas al sistema motor humano tienen gran impacto en la calidad de vida de las personas que los padecen. Uno de los mayores inconvenientes en la utilización de estos dispositivos radica en su control, ya que muchos desarrollos han sido difíciles de usar por parte del usuario y su control ha sido muy tedioso. En ese sentido, muchos estudios se están centrando en la implementación de dispositivos robóticos que puedan controlarse de la forma más natural posible.

Una de las aproximaciones recientemente abordadas para el control de estos dispositivos que directamente interactúan con la persona, es la implementación de estrategias basadas en un modelo del sistema de control motor humano (bio-inspirado). Así, el desarrollo tanto de técnicas de análisis como de dispositivos e interfaces

(muchas de ellas robóticas) se han dirigido a la configuración de experimentos que potencien investigaciones en esta área. Es en este campo abierto de la investigación donde la presente tesis doctoral se enmarca.

Gran cantidad de los estudios realizados en esta área se han realizado utilizando manipuladores robóticos. Uno de los inconvenientes de los manipuladores es que la mayoría de éstos restringe los movimientos a un plano. Los exoesqueletos actuados son dispositivos que proporcionan características convenientes para ampliar el abanico de estudios que pueden llevarse a cabo, teniendo en cuenta particularmente el volumen de trabajo, los diversos grados de libertad, semejantes a los del brazo humano, y además la capacidad de estos dispositivos de aplicar diversas fuerzas dinámicas independientemente en cada articulación de la cadena cinemática del miembro superior u otros segmentos del cuerpo.

Así, con la emergente necesidad de disponer de sistemas y plataformas que potencien estudios en diferentes ámbitos de investigación, la presente tesis plantea la utilidad en disponer de una plataforma exoesquelética robótica que, en combinación con diversas herramientas, tales como sistemas de adquisición de la actividad bioeléctrica, permitan establecer y configurar una serie de experimentos para explorar en líneas de investigación concernientes al movimiento humano, control neuromotor, análisis biomecánico, entre otros.

En dichos experimentos existen escenarios en los cuales se requiere adquirir y registrar la actividad eléctrica del sujeto (EMG, EEG, etc), en sincronía con las mediciones cinemáticas y dinámicas asociadas al movimiento humano para así poder modelar diversos aspectos del sistema de control motor. Una aproximación para realizar estos estudios es observar cómo los sujetos controlan el movimiento ante la aplicación de campos de fuerza y cargas externas producidas por manipuladores e interfaces robóticas. La fuerza externa inicialmente altera los movimientos que se

intentan, pero el análisis de las trayectorias de los miembros, las fuerzas y la activación muscular (EMG) y neuronal (EEG, fMRI) proporcionan características de cómo el SNC compensa la nueva dinámica.

Teniendo en cuenta las anteriores consideraciones y para fomentar estudios de este tipo, se requiere el diseño y desarrollo de plataformas experimentales que integran diversos dispositivos y herramientas. De esta manera, con el desarrollo de la presente tesis doctoral, se ha concebido una plataforma que está basada en un exoesqueleto robótico de miembro superior que proporciona alguna manera de aplicar perfiles de fuerzas específicas y perturbaciones mecánicas de movimiento. Dicha plataforma está concretamente destinada para estudios conjuntos del sistema neuro-motor humano, a nivel del miembro superior.

El siguiente capítulo presentará las consideraciones, restricciones y requisitos para el diseño de un sistema robótico tal como ha sido planteado anteriormente. Esta discusión abarcará desde los aspectos fisiológicos y biomecánicos de la persona, hasta las tecnologías implicadas en la implementación de dispositivos robóticos. Además se describirá el desarrollo e implementación física del exoesqueleto para miembro superior.

Capítulo 2

Biomecánica y Modelado del Miembro Superior Humano. Implementación del Exoesqueleto Robótico.

El sistema que forma un exoesqueleto robótico acoplado a una persona se puede describir como un sistema híbrido donde interactúan físicamente ambos actores de forma dinámica. Particularmente, las características cinemáticas y dinámicas del miembro superior imponen diversas restricciones sobre el exoesqueleto robótico. Así, la biomecánica del miembro humano en cuestión y sus aproximaciones a través de modelos, proporcionan información valiosa para el diseño de estos dispositivos que actúan en paralelo a la persona. El modelado del miembro superior humano proporciona una representación de sus principales características, que permite simular y analizar situaciones donde interviene el exoesqueleto acoplado a la persona. Esto es especialmente útil para derivar información de modelos que reproducen el comportamiento que se observaría en situaciones reales. El capítulo empieza con una discusión detallada acerca de la biomecánica y modelado del miembro superior. Posteriormente, teniendo en cuenta estas consideraciones, se describe el dispositivo robótico en forma de exoesqueleto robótico destinado al miembro superior, que será utilizado en la presente tesis doctoral.

2.1. Introducción

En el capítulo anterior se revisaron los posibles ámbitos de aplicación y los beneficios que surgen de la utilización de dispositivos robóticos tales como los exoesqueletos que operan acoplados directamente al cuerpo de la persona. Igualmente se realizó un análisis crítico del estado del arte de estos dispositivos desde una perspectiva histórica. Este capítulo presenta las consideraciones que deben tenerse en cuenta para el desarrollo de un exoesqueleto robótico de miembro superior. Entre ellas destaca la biomecánica del miembro superior humano y su modelado, los rangos de movimiento, los límites de par ejercidos, la fisiología del miembro superior, la tolerancia a la presión y lugares de aplicación de la fuerza de interacción, etc.

La biomecánica del movimiento humano se puede definir como la disciplina que describe, analiza y cuantifica el movimiento humano, atendiendo a cómo se produce este movimiento (cinemática) y al origen del mismo (dinámica), [76]. La biomecánica asociada al miembro superior posee una relevante implicación en el diseño e implementación de exoesqueletos robóticos. Por ejemplo, en el desarrollo de este tipo de dispositivos debe existir una compatibilidad cinemática entre el exoesqueleto y el miembro superior humano.

Adicionalmente, el modelado de los elementos que intervienen en el movimiento (músculos, articulaciones, huesos, tejidos, etc) desde el punto de vista de su comportamiento mecánico, proporciona información relevante que permite evaluar la interacción hombre-máquina (HMI) previamente a la implementación del exoesqueleto robótico.

A lo largo del capítulo se profundizará en la relación dinámica que surge cuando interactúan una persona y un exoesqueleto desde el punto de vista de control, considerándolos un sistema híbrido en lazo cerrado. Finalmente se presentarán las aproximaciones tecnológicas (medición, actuación, control) involucradas en el desarrollo

de exoesqueletos robóticos y las seleccionadas en la implementación del dispositivo robótico.

2.2. Modelado del Miembro Superior

Los estudios que analizan las características mecánicas del sistema músculo-esquelético se han realizado desde hace muchos años. Uno de los resultados destacados de esos estudios es que dicho sistema posee elasticidad y viscosidad, [77]. Además, el sistema músculo-esquelético no solo trabaja como un generador de fuerza, sino que también posee una viscoelasticidad no lineal. En este sentido, diversos estudios han propuesto el control de la impedancia mecánica como un método importante en el control motor humano, [78].

En el sistema músculo-esquelético humano, los huesos no son cuerpos rígidos, pero teniendo en cuenta su pequeña deformación bajo la aplicación de esfuerzos, pueden aproximarse por cuerpos rígidos. Las siguientes secciones presentan una revisión de diversas aproximaciones al modelado de otros componentes del sistema, tales como articulaciones, músculos y tejidos blandos del miembro superior humano, desde un punto de vista mecánico.

2.2.1. Modelado de las articulaciones

El comportamiento mecánico de las articulaciones del miembro superior es una característica fundamental del sistema motor, ya que determina los desplazamientos generados por fuerzas externas que alteran el sistema durante control postural y las fuerzas que deben generarse para ejecutar un movimiento voluntario.

En la literatura existen una gran cantidad de estudios dirigidos a modelar las características mecánicas de articulaciones humanas tales como el codo, [9], la muñeca, [79], la rodilla, [80] y el tobillo, [81]. Kearney presentó una serie de métodos y aproximaciones analíticas y experimentales para la identificación del comportamiento

dinámico de las articulaciones humanas, [82]. Como resultado se propusieron diversos modelos matemáticos para aproximar la dinámica de las articulaciones.

Adelstein argumentó que el miembro superior humano se comporta como un sistema biomecánico de segundo orden cuando se considera el par muscular como entrada y la posición como salida, [114]. Otros estudios experimentales han obtenido características de modelos lineales de segundo orden para describir la dinámica del miembro superior y sus articulaciones, los cuales relacionan el par y la posición angular. Dichas características se pueden aproximar usando el siguiente modelo:

$$\frac{X(s)}{F(s)} = \frac{1}{Ms^2 + Cs + K} \quad (2.1)$$

donde $F(s)$ y $X(s)$ representan la fuerza y el desplazamiento, respectivamente. Este modelo está definido en términos de una masa (M), una amortiguación (C) y una rigidez elástica (K).

El sistema lineal de segundo orden (ecuación 2.1) se ha utilizado ampliamente en la literatura para modelar las características dinámicas de las articulaciones, debido que aproxima razonablemente las propiedades mecánicas dominantes de la articulación. Estos modelos proporcionan una interpretación física directa, al considerar los parámetros individuales de la impedancia. Este tipo de comportamiento es generado por la inercia intrínseca del miembro superior y las propiedades visco-elásticas de los músculos, reflejos neuronales de bajo nivel y elementos pasivos tales como los tejidos blandos (tendones, ligamentos, piel, etc).

Los modelos lineales proporcionan descripciones suficientemente amplias de la dinámica de la articulación, sin embargo sólo son válidos bajo condiciones operativas específicas. Entre las fuentes de error que surgen en la utilización de esta aproximación están que la dinámica de la articulación no es lineal y los parámetros de la

dinámica varían sustancialmente según el nivel de activación muscular y el desplazamiento angular.

2.2.2. Modelado de los músculos

Existe una extensa cantidad de estudios llevados a cabo en la literatura para modelar los músculos. El más famoso de los modelos empíricos es el modelo de Hill, [76]. Hill representó los músculos como un sistema compuesto por tres elementos: dos elementos organizados en serie (un elemento elástico para representar la elasticidad muscular en condiciones isométricas, y un elemento contráctil, libremente extensible en reposo, pero capaz de acortarse al ser activado) y un elemento en paralelo con otro elemento elástico para representar la elasticidad del músculo en reposo, (véase figura 2.1).

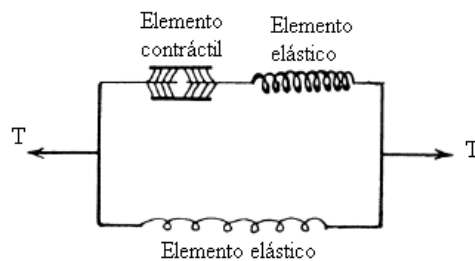


Figura 2.1: Modelo del músculo de Hill compuesto por tres elementos: dos elementos organizados en serie (un elemento elástico y un elemento contráctil) y un elemento en paralelo representado con otro elemento elástico.

Una de las principales diferencias de los sistemas robóticos y biológicos desde una perspectiva del control motor, es que en contraste con los actuadores robóticos típicos, los actuadores biológicos (músculos) son bidireccionales: la fuerza real liberada por el músculo a la carga es una función del comando motor y de la reacción de la carga [24]. La relación bidireccional está caracterizada por dos componentes principales:

- Un componente dependiente de la longitud, el cual es equivalente a una característica elástica de almacenamiento de energía del músculo.

- Un componente dependiente de la velocidad, el cual representa la característica viscosa del músculo.

Algo importante desde el punto de vista del control es que las curvas características de tensión–longitud de los músculos no se pueden aproximar de forma lineal, lo que significa que la impedancia muscular no es constante sino que es una función del punto de equilibrio particular.

Recientes estudios se han centrado en determinar en que medida los componentes intrínsecos y la respuesta refleja intervienen en la dinámica muscular, [83].

2.2.3. Modelado de los tejidos blandos

Los tejidos blandos del cuerpo humano lo conforman elementos tales como tendones, cartílagos, músculos pasivos, piel, etc. En la literatura, los tejidos blandos se han caracterizado como elementos cuasi-incompresibles, no homogéneos, no isotrópicos, no lineales y viscoelásticos. Sin embargo, cada uno presenta unas características propias. Una propiedad típica de los tejidos es su respuesta a la tensión como una elasticidad no lineal. Esta propiedad se puede observar en la figura 2.2 donde se muestra una curva común de tensión, [84].

Las propiedades mecánicas de los tejidos blandos han sido modelados por diversos autores utilizando elementos como amortiguadores y muelles en diversas configuraciones. Estas aproximaciones pueden observarse en la figura 2.3, [84].

En el ámbito de los exoesqueletos, las propiedades mecánicas de los tejidos blandos toman especial relevancia cuando existe una aplicación directa de fuerza sobre éstos (en el caso de dispositivos ortésicos). Así, la transmisión de fuerza sobre el sistema músculo-esquelético del brazo no es aplicada en su totalidad, debido a elementos (como los de la figura 2.3) entre el exoesqueleto y el miembro superior.

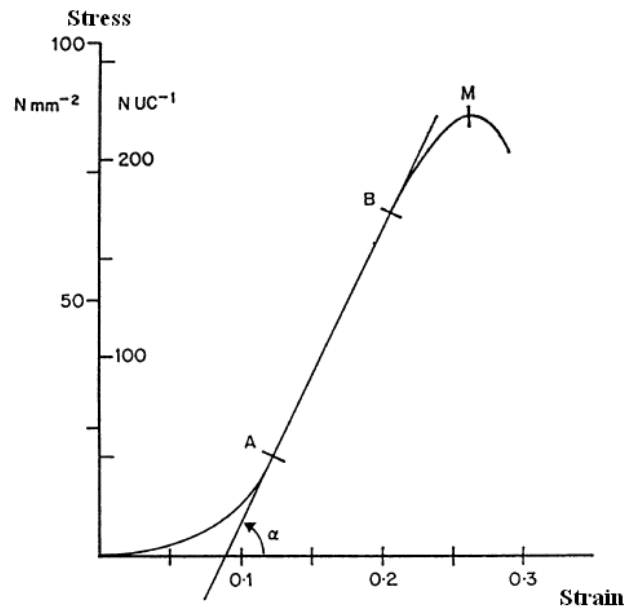


Figura 2.2: Curva característica de carga-extensión para los tejidos blandos, [84].

2.3. Biomecánica del Miembro Superior Humano

La biomecánica contempla la cinemática y la cinética, las cuales están directamente relacionados al análisis del movimiento y las fuerzas asociadas con el movimiento, respectivamente. La cinemática describe las características fundamentales del movimiento en términos de desplazamiento, velocidad y aceleración, independientemente de las fuerzas que causan el movimiento. La cinética se refiere a los análisis desde un punto de vista de fuerza y energéticos (flujos de energía intra e intersegmental) asociados con el movimiento.

Tanto el análisis cinemático como cinético centrados en el miembro superior suelen llevarse a cabo mediante el modelado del cuerpo como segmentos rígidos unidos entre sí y utilizando datos antropométricos. Las siguientes secciones revisan diversas aproximaciones en el análisis biomecánico del miembro superior humano.

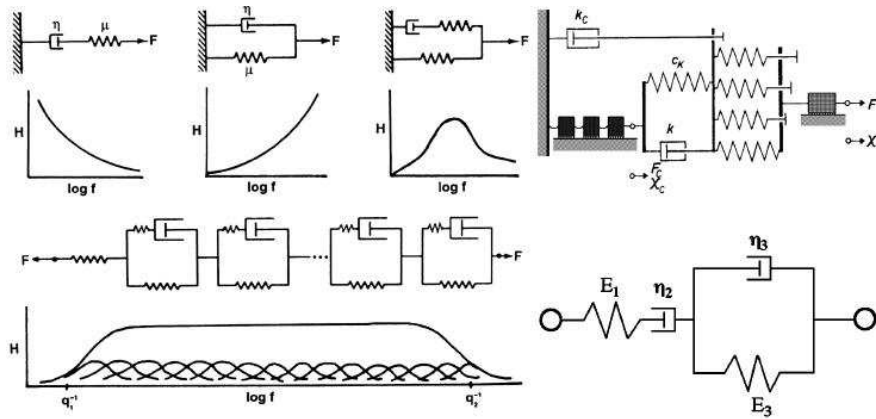


Figura 2.3: Diversas representaciones para modelar la visco-elasticidad de los tejidos blandos.

2.3.1. Cinemática del miembro superior

Con el objetivo de obtener las relaciones cinemáticas del miembro superior humano, éste se aproxima por un modelo de cuerpos rígidos conectados por medio de articulaciones simples, [84]. Sin embargo, diversas suposiciones deben considerarse teniendo en cuenta que el brazo humano posee piel, músculos y huesos que se mueven dinámicamente unos en relación a los otros y además posee articulaciones complejas con centros de rotación variables.

Una aproximación común y simple del modelo de cuerpo rígido, es considerar el miembro superior como una cadena compuesta por tres cuerpos rígidos (brazo, antebrazo y mano), articuladas y enlazadas por articulaciones rotacionales ideales. Esta representación asume las siguientes suposiciones:

- a) El comportamiento mecánico del miembro superior respecto al tronco es independiente del resto del cuerpo.
- b) Dentro de cada segmento, los huesos y los tejidos blandos tienen movimientos similares al cuerpo rígido.
- c) La deformación de los tejidos blandos no afecta significativamente las propiedades mecánicas del segmento como un todo.

Es preciso asignar sistemas de referencia a cada uno de los segmentos para representar su posición y orientación así como realizar transformaciones entre dichos sistemas tanto de traslación como de rotación. Un método común en la literatura para resolver el problema cinemático directo es el propuesto por Denavit-Hartenberg que se basa en una matriz de transformación homogénea para describir la relación espacial entre dos cuerpos adyacentes del modelo de cuerpos rígidos.

Centrándonos particularmente al miembro superior, diversos estudios en la literatura han aproximado los principales movimientos de la cadena cinemática del brazo con 7 grados de libertad (GdL), [85]. En la figura 2.4 se visualizan los diferentes movimientos, denominados así:

- Abducción-aducción del hombro.
- Flexión-extensión del hombro.
- Rotación interna-externa del brazo.
- Flexión-extensión del codo.
- Pronación-supinación del antebrazo.
- Flexión-extensión de la muñeca.
- Desviación cúbito-radial de la muñeca.

2.3.2. Cinética del miembro superior

El análisis cinético del miembro superior humano busca relacionar los desplazamientos, velocidades, aceleraciones y pares. Este análisis hace referencia a la formulación matemática de las ecuaciones que definen el movimiento del miembro. El modelo dinámico del miembro superior se puede obtener empleando leyes físicas conocidas, tales como son las descritas en la mecánica newtoniana o lagrangiana, de manera que conducen a ecuaciones que relacionan los parámetros geométricos y las

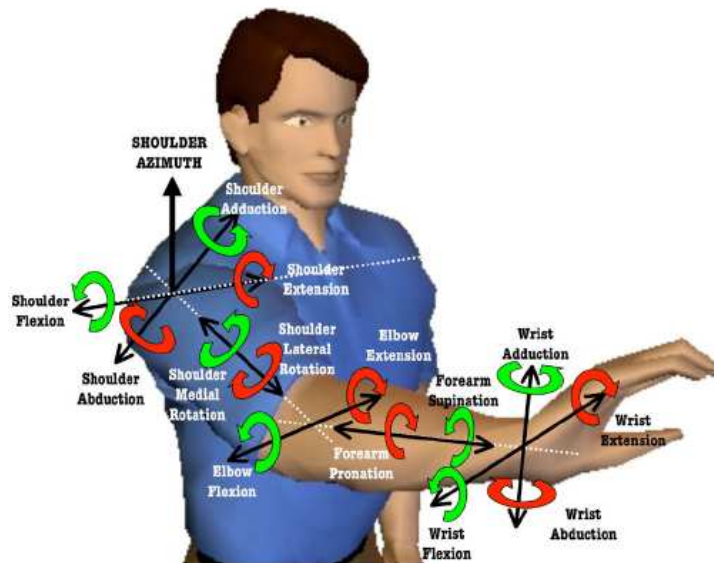


Figura 2.4: Aproximación de los principales grados de libertad del miembro superior humano.

inercias de todos los segmentos que componen el modelo del miembro superior. Las técnicas más utilizadas son la formulación de Lagrange y la de Newton-Euler, pero existen más variantes.

En la literatura se han desarrollado una extensa cantidad de modelos biomecánicos del miembro superior humano. Uno de los más notables es el trabajo de Maurel, quien desarrolló un modelo muy exacto, reconstruyendo los segmentos del miembro superior, los tejidos y las articulaciones desde datos tomados de imágenes, [84]. Sin embargo, el problema de la dinámica y específicamente la generación de las ecuaciones de movimiento a partir de estos modelos complejos están sujetos todavía a investigación. Uno de los trabajos destacados es el de Raikova, que utiliza la formulación Newton-Euler para derivar las ecuaciones en el análisis dinámico, [86].

En el análisis del comportamiento dinámico del miembro superior se debe tener en cuenta parámetros específicos de cada segmento tales como la masa, el centro de masa (CoM) y la inercia del segmento, que son difíciles de medir directamente. Estos parámetros pueden ser estimados a partir de la masa total y altura del cuerpo

mediante datos promedio tabulados, [87, 88, 89].

2.3.3. Equivalente mecánico humano–exoesqueleto

Una de las características más destacadas del sistema de control motor biológico es su redundancia. El miembro superior humano puede aproximarse por 7 GdL cinemáticos, aunque posee muchos más, que es más que necesario para alcanzar cualquier posición particular o configuración de la mano en su espacio de movimientos. Muchas de las articulaciones están asociadas con más músculos de los que se requieren para realizar cualquier movimiento. Los músculos en sí mismos están compuestos de muchas unidades motoras que permiten muchas posibilidades de producir la misma fuerza en los tendones.

Sin tener en cuenta la mano, el miembro superior humano se puede describir como compuesto por cinco huesos: la clavícula, la escápula, el húmero, el cúbito y el radio, formando dos mecanismos: el hombro y el codo, [84]. Considerando el modelo de cuerpos rígidos del miembro superior humano, el sistema humano–exoesqueleto puede aproximarse por un equivalente mecánico como el presentado en la figura 2.5, donde las características tales como la inercia y el CoM de los segmentos se integran en un único modelo.

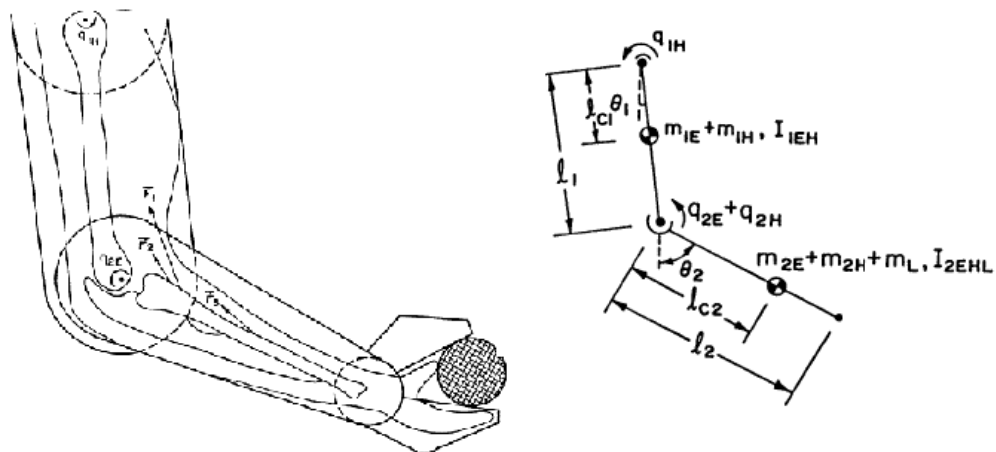


Figura 2.5: Sistema mecánico equivalente de un exoesqueleto unido al brazo, aproximado por enlaces rígidos unidos por articulaciones.

2.3.4. Rangos de movimiento y de par del miembro superior humano

Un exoesqueleto robótico que actúe como un dispositivo ortésico, idealmente debe tener la capacidad de proporcionar un rango de movimientos o espacio de trabajo muy parecido al de una persona. Teniendo en cuenta que un exoesqueleto es una estructura antropomórfica que opera paralelamente al miembro superior de la persona, se deben considerar diversas características cinemáticas y dinámicas del miembro superior debido a los requerimientos biomecánicos impuestos por el brazo humano.

La tabla 2.1 presenta el rango de movimiento de las articulaciones del miembro superior y la tabla 2.2 las capacidades de par que pueden ejercerse para cada uno de los movimientos, [76, 15].

Movimiento	Volumen de trabajo
Flexión de muñeca	80°
Extensión de muñeca	70°
Aducción de muñeca	20°
Abducción de muñeca	30°
Flexión del codo	135°
Extensión del codo	0°
Supinación del antebrazo	90°
Pronación del antebrazo	90°
Flexión del hombro	188°
Extensión del hombro	61°
Aducción del hombro	48°
Abducción del hombro	134°
Rotación interna	34°
Rotación externa	142°

Tabla 2.1: Rangos de movimiento de los principales grados de libertad asociados al miembro superior humano.

Articulación	Par
Hombro	
Flexión / extensión	110 Nm
Aducción / abducción	125 Nm
Rotación	-
Codo	
Flexión / extensión	72.5 Nm
Pronación / supinación	9.1 Nm
Muñeca	
Flexión / extensión	19.8 Nm
Aducción / abducción	20.8 Nm

Tabla 2.2: Máximos pares que puede ejercer el miembro superior para cada uno de sus principales movimientos.

2.4. Aspectos Fisiológicos Relativos al Diseño de Exoesqueletos

La distribución de presión es uno de los principales temas implicados en ortésica, [23]. La función más importante de cualquier dispositivo ortésico es la transmisión de carga a las estructuras del cuerpo a través de tejidos blandos. Por tanto, existen diversos factores en relación con la aplicación de presión que deben tomarse en cuenta, entre los cuales están la seguridad, dolor y confort.

Existen una serie de receptores cutáneos que están involucrados en la sensibilidad a la presión y al tacto (véase figura 2.6). La piel tiene principalmente cinco tipos de receptores: receptores libres (terminaciones nerviosas), corpúsculos de *Meissner*, discos de *Merkel*, corpúsculos de *Pacini* y corpúsculos de *Ruffini*, [90]. Algunos están especializados en tacto, algunos otros en presión, y finalmente hay receptores específicos de vibraciones, tales como los corpúsculos de *Pacini*. Las terminaciones nerviosas están localizadas cerca de la superficie de la piel. Estas terminaciones libres responden a sensaciones de dolor, mientras que el resto de corpúsculos responden a estímulos mecánicos.

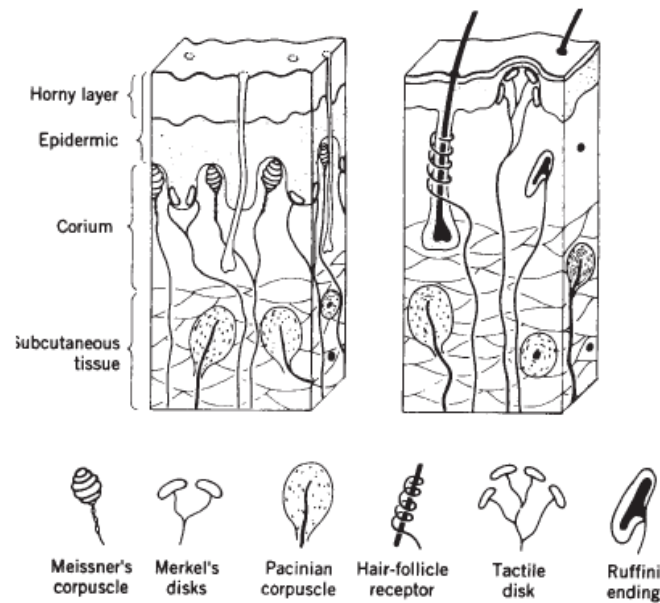


Figura 2.6: Estructura y localización de los receptores cutáneos táctiles y de presión.

Los sensores de presión y tacto son básicamente sensores de desplazamiento, de esta forma son sensitivos a la deformación de la piel. Los receptores de tacto están localizados más superficialmente, mientras que los receptores de presión están localizados más profundamente en la estructura de la piel.

Existen dos estrategias básicas para manejar una carga externa: concentrar cargas sobre una pequeña región con alta tolerancia a la presión ó distribuir la carga sobre un área tan grande como sea posible para reducir la presión. La solución dependerá del segmento corporal concreto sobre el que se actúa.

2.4.1. Aplicación de fuerza/carga sobre el brazo

Un exoesqueleto robótico debe diseñarse a partir de consideraciones biomecánicas y fisiológicas del miembro superior, entre las cuales están:

- La máxima presión que puede ser aplicada al cuerpo. Las fuerzas sobre los tejidos del brazo deben mantenerse en límites aceptables.

- Las restricciones del brazo con el fin de preservar la actividad normal, es decir, cómo aplicar las fuerzas compensatorias sobre el brazo sin comprometer los patrones fisiológicos de movimiento del miembro superior, particularmente para codo y muñeca.
- La interacción física del dispositivo ortésico con el brazo, es decir, dónde serán aplicadas las fuerzas sobre el miembro superior y cómo la carga será transmitida a la persona para un confort óptimo.

2.4.2. Tolerancias y zonas de aplicación de fuerzas

El trabajo en [23], caracteriza las zonas sensitivas a la presión en el miembro superior y determina las zonas con mayor tolerancia a la aplicación de fuerza. De esta forma, determina los límites de confort respecto a la presión, de forma que exista un límite superior a la fuerza total que puede ser aplicada en forma segura al miembro superior. La figura 2.7 presenta un mapa para el miembro superior sobre los umbrales de tolerancia a la presión aplicada en el brazo. Este mapa indica las zonas a tener en cuenta a la hora de que los elementos actuadores ejerzan fuerzas y pares sobre el miembro superior.

Los límites de tolerancia respecto a la presión aplicada en las diferentes áreas están divididas así:

- Área de baja tolerancia: cerca de 450 kPa.
- Área de tolerancia media: entre los límites bajo y alto.
- Área de alta tolerancia: cerca de 950 kPa.

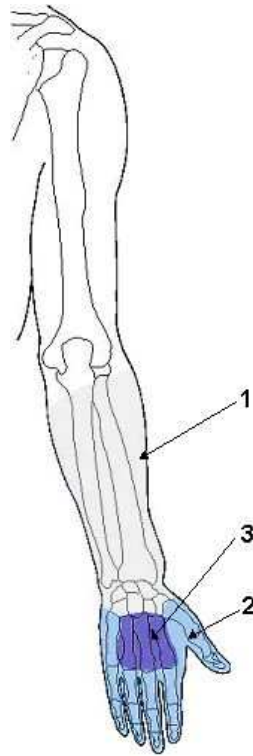


Figura 2.7: Umbrales de tolerancia a la presión sobre el miembro superior humano, [23]. 1) Área de baja tolerancia; 2) Área de tolerancia media; 3) Área de alta tolerancia.

2.5. Dinámica de la Interacción en el Sistema Humano-Exoesqueleto

Existen una gran cantidad de estudios que han investigado en los aspectos que surgen en la interacción entre personas y máquinas (HMI). La propiedad que diferencia la interacción en un sistema humano-exoesqueleto de otros modos más comunes de HMI (auditivo, visuales), es la transferencia bilateral tanto de potencia mecánica como de señales de información, [18].

En las siguientes secciones se estudiará tanto la dinámica generada por el sistema neuromuscular-esquelético humano, en su operación con el exoesqueleto, como el sistema en lazo cerrado donde se integran las propiedades dinámicas de cada uno.

2.5.1. Aspectos motores y sensoriales

Los receptores humanos registran el estado físico del cuerpo humano y el entorno que lo rodea. La información sensorial es percibida por el Sistema Nervioso Central (SNC), de manera que la cognición humana interpreta la información percibida y genera una acción motora, de manera refleja o voluntaria. Análogamente, los sensores del robot detectan el estado de la máquina y su entorno. Los datos de los sensores son procesados con el objetivo de comandar los actuadores. Así, la persona y el exoesqueleto robótico interactúan uno con el otro a través de canales sensoriales y motores.

Como se presentó en la sección 2.2, no existe duda de que la rigidez muscular puede ser vista como un mecanismo de realimentación implícito que tiende a vencer la acción de perturbaciones internas y externas y de cargas aplicadas, tales como la acción de la gravedad y la dinámica intrínseca de las masas del cuerpo. Sin embargo, un tema abierto de investigación se refiere a la relevancia cuantitativa y funcional de este efecto, [24].

Muchos estudios han aproximado el comportamiento dinámico del miembro superior humano y sus articulaciones como una impedancia mecánica, [77]. De hecho, la modulación de la impedancia mecánica de las articulaciones del brazo es la base para diversas teorías en control motor tales como los modelos λ y α de la teoría del punto de equilibrio, [8], la teoría de trayectoria virtual, [91], y la manipulación en un entorno humano-manipulador, [78].

La persona puede cambiar su impedancia a través de la modificación de su postura, [31], y los niveles de contracción muscular, [92], con el objetivo de mantener la estabilidad del sistema, incluso si el robot tiene una impedancia inestable. Resultados experimentales en la literatura demuestran que la persona intenta mantener las propiedades dinámicas del sistema global tan constantes como sea posible, ajustando

sus propiedades de impedancia, [93].

De este modo, una serie de métodos han sido propuestos para diseñar y controlar un sistema humano-robótico implementado con un robot controlado por impedancia. En tales estudios, las propiedades de control del operador humano usualmente son expresadas con parámetros de impedancia mecánica tales como inercia, viscosidad y rigidez. Lemay et al. han investigado y cuantificado la aplicación de controladores de impedancia en ortesis robóticas para el movimiento del brazo, presentando las dificultades y el potencial de este tipo de controladores en interfaces con exoesqueletos robóticos, [94].

2.5.2. Sistema humano-robot como un lazo cerrado de control

Cuando un sistema humano-robot interactúan directamente, las propiedades dinámicas de cada uno se integran dentro de un lazo cerrado. Hogan, [78], discutió el control dinámico entre un manipulador y su entorno, planteando un esquema basado en control de impedancia, como la aproximación a la manipulación. El control de impedancia es una estrategia integrada que determina el compromiso entre la exactitud de posición y el control de fuerza.

Como fue propuesto por Kazerooni, la interacción entre la persona y el exoesqueleto se lleva a cabo a través de una transferencia de potencia y señales de información, [18]. De esta forma el dispositivo robótico y la persona forman un lazo cerrado de un sistema controlado por impedancia, en el cual las propiedades dinámicas del sistema total son moduladas para tener un sistema estable. De esta manera, desde el punto de vista de control surge un problema asociado a la relación dinámica de dos subsistemas de control acoplados: el sistema de control humano y el sistema de control del exoesqueleto. El estudio presentado por Ruiz et al. profundiza en esta relación, [95]. La figura 2.8 esquematiza este sistema.

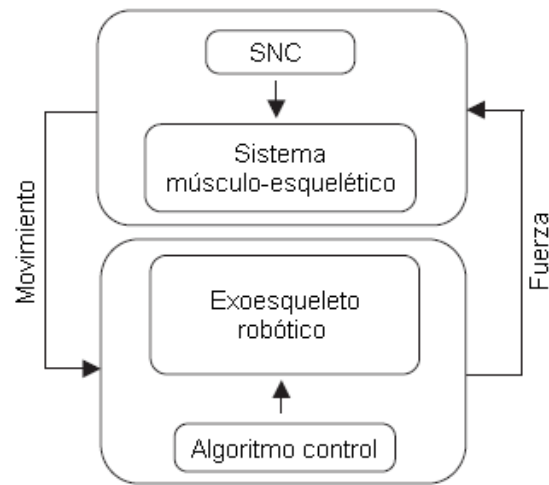


Figura 2.8: Esquema de la interacción humano–exoesqueleto, formando un sistema de control de lazo cerrado.

En el esquema presentado en la figura, el usuario ejerce una fuerza sobre el dispositivo exoesquelético y éste reacciona e impone un desplazamiento apropiado sobre el brazo de la persona. En este caso la persona se comporta como una impedancia. Una aproximación a la inversa también es posible, particularmente en entornos virtuales donde el exoesqueleto tiene el desplazamiento como entrada y el dispositivo reacciona aplicando una fuerza.

2.6. Control y Tecnologías Implicadas en los Exoesqueletos Robóticos

Desde la década de 1960, con el desarrollo de una máquina exoesquelética bípeda llamada “*Hardiman*” en General Electric, la comunidad científica ha estado trabajando en el desarrollo de este tipo de dispositivos. Sin embargo, pocos desarrollos han llegado a utilizarse a gran escala. La razón de esto radica principalmente en las limitaciones tecnológicas implicadas en su implementación.

Por ejemplo, algunas de las limitaciones de los exoesqueletos robóticos para usarse como dispositivos de asistencia permanente son la densidad de energía proporcionada por los actuadores, que debe ser especialmente alta. Por otro lado están

los dispositivos de almacenamiento de energía que deben proporcionar autonomía durante varias horas. Además, en el desarrollo de exoesqueletos portátiles aún debe considerarse el compromiso entre potencia y peso, teniendo en cuenta que el dispositivo debe ser soportado por el cuerpo de la persona que lo usa.

Actualmente muchas investigaciones están dirigidas a desarrollar nuevas tecnologías robóticas modeladas a partir de los sistemas neuromusculares humano y animal. De esta forma, se espera que tecnologías de medida, actuación y control bio-inspiradas sean incorporadas en sistemas que interactúan con personas, [96, 97].

En las siguientes secciones se presentan las diversas tecnologías que han sido usadas en la literatura y las tecnologías que prometen vencer muchas de las limitaciones actuales.

2.6.1. Tecnologías en actuación

Para que exista realimentación de fuerzas los exoesqueletos robóticos deben disponer de actuadores. Sin ellos tan solo podrían ser dispositivos de entrada de datos. La tecnología actual de los actuadores y su desarrollo está ligada al desarrollo de un mejor rendimiento y funcionalidad. Podemos identificar como actuadores clásicos y en investigación:

- Motores eléctricos.
- Accionamientos hidráulicos.
- Accionamientos neumáticos.
- Aleaciones con memoria de forma.
- Actuadores piezoeléctricos.
- Fluidos electro y magneto-reológicos.
- Polímeros electroactivos.

Los actuadores para interfaces portátiles deben ser ligeros para minimizar la fatiga, pero a su vez deben ser lo suficientemente potentes para aplicar la fuerza requerida. Es lo que se conoce como una alta relación potencia–peso. También se debe considerar la relación potencia–volumen debido a que el gran número de grados de libertad que tiene la cadena cinemática del brazo obliga a un gran número de actuadores en la estructura exoesquelética. Idealmente, estos actuadores deben localizarse en las articulaciones, para evitar pérdidas en las transmisiones. Las investigaciones en nuevos actuadores permitirán obtener interfaces con mayores prestaciones.

Los actuadores que se utilicen en un exoesqueleto deben ser capaces de seguir el movimiento del usuario rápidamente y sin oposición. Esta característica se conoce como reversibilidad (*backdrivability*). Por tanto, se requiere un coeficiente de fricción estática mínimo y una inercia baja para los actuadores. Muchos interfaces y dispositivos calculan mediante software efectos que minimicen la fricción e inercia de sus actuadores y eslabones, de manera que el usuario no sienta sus efectos.

La mayor parte de los exoesqueletos en la literatura han sido desarrollados usando motores electromagnéticos DC como actuadores ya que es una tecnología muy conocida y permiten un control muy fino de velocidad y par. Sin embargo la mayoría de esos desarrollos no eran portátiles.

Actualmente se están desarrollando músculos artificiales para usarse como actuadores en estos dispositivos. Son mucho más livianos y más pequeños que los actuadores tradicionales, y aunque es una tecnología en investigación, ya existen aplicaciones que los utilizan. Sus propiedades mecánicas han sido ampliamente estudiadas y diversos robots biomiméticos han sido implementados con actuadores neumáticos McKibben, [98]. Un inconveniente en esta tecnología radica en su control debido a las características no lineales que presenta.

2.6.2. Tecnologías en medición

La selección de los sensores para un exoesqueleto robótico depende particularmente de la aplicación a la que está destinado y depende de diversos parámetros de funcionalidad. Con el objetivo de determinar y cuantificar la cinemática del movimiento (desplazamiento, velocidad, aceleración) de cada articulación del exoesqueleto existen diversas alternativas entre las cuales están:

- Potenciómetros.
- Sensores de Efecto Hall.
- Codificadores ópticos (*encoders*).
- Giróscopos.
- Acelerómetros.
- Sensores de tensión de cable.
- Sensores de desplazamiento (*bend sensor*).

En este campo los MEMS¹ (*MicroElectroMechanical systems*) han surgido con destacados desarrollos en cuanto a tamaño, respuesta en frecuencia, rango y electrónica integrada. Los sensores inerciales que usan estas tecnologías son especialmente importantes para mediciones cinemáticas en mecanismos robóticos.

Dependiendo de la aplicación del exoesqueleto, también puede ser requerido utilizar sensores de electromiografía (EMG) para medir la actividad muscular y sensores de fuerza o par, entre los cuales los más utilizados son las galgas extensométricas.

Actualmente diversos trabajos de investigación se han enfocado a desarrollar tecnologías de medición biológicamente inspiradas, para ser usadas en este tipo de dispositivos robóticos, [97].

¹MEMS es una tecnología que integra elementos mecánicos, sensores, actuadores, y electrónica bajo un mismo sustrato de silicio.

2.6.3. Control de exoesqueletos robóticos

Tal como se presentó en la revisión bibliográfica del capítulo anterior, las primeras versiones de los exoesqueletos robóticos eran difíciles de usar por parte del usuario y su control muy tedioso. Con el avance de nuevas tecnologías, el desarrollo en cuanto al control está centrado a la implementación de dispositivos que puedan controlarse de la forma más natural posible, sin largos períodos de entrenamiento, mediante algoritmos que detecten de forma eficaz la intencionalidad del usuario y la utilización de nuevos canales en la interfaz de usuario.

2.6.3.1. Información de control

Hasta hace pocos años, el control en los exoesqueletos robóticos fue realizado usando comandos cinemáticos o dinámicos. Posteriormente, un esquema de control a partir de señales neuro-musculares tales como la electromiografía (EMG) fue implementado en diversos prototipos de exoesqueletos robóticos, [40, 99]. El control basado en señales EMG permite una integración más profunda con el dispositivo. Sin embargo, existen problemas tales como la interferencia en los niveles de activación muscular, ruido y dependencia de múltiples músculos.

Existen otros canales que pueden proporcionar información o determinar la intención del usuario mediante interfaces con el sistema nervioso periférico (SNP) ó la medición de la actividad cerebral para aquellas personas con severos trastornos neuromusculares y quienes carecen de control muscular, [100, 16, 17].

Recientemente se han usado señales electroencefalográficas (EEG) para controlar neuroprótesis y dispositivos ortésicos, [101, 102]. Tomando en cuenta las correlaciones que existen entre señales EEG y movimientos reales o imaginados y entre señales EEG y tareas mentales, es posible extraer características de control para controlar estos dispositivos. Esto llegará a ser especialmente importante para pacientes discapacitados sin señales EMG residuales.

2.6.3.2. Modos de control

Existen diversos esquemas de control para ser usados con los exoesqueletos robóticos, dependiendo de la aplicación específica que se quiera dar al dispositivo, entre los cuales están:

- Control de impedancia.
- Control de admitancia.
- Control de fuerza/par.
- Control de posición.
- Control híbrido (fuerza–posición).

En el modo de control por admitancia el usuario ejerce una fuerza sobre el terminal (*end-effector*) del dispositivo y éste reacciona e impone un desplazamiento apropiado sobre el brazo de la persona. De forma opuesta, los dispositivos controlados por impedancia tienen el desplazamiento como entrada y el dispositivo reacciona aplicando una fuerza.

El siguiente capítulo presentará las características, ventajas y desventajas de los diferentes esquemas de control para ser implementados en exoesqueletos robóticos.

2.7. Desarrollo del Exoesqueleto Robótico

WOTAS (*Wearable Orthosis for Tremor Assessment and Suppression*) es un dispositivo de medición de temblor del miembro superior y una plataforma para evaluar soluciones y estrategias para supresión de temblor de origen neurológico, [68]. Fue concebido y desarrollado en marco del proyecto DRIFTS (*EU Quality of Life QLRT-2001-00536*) para evaluar y comparar estrategias de supresión de temblor (algoritmos de control) y diversos componentes (actuadores y sensores).

La plataforma de evaluación está formada por un exoesqueleto robótico ajustable con articulaciones que incorporan actuadores (motores electromagnéticos de DC) en muñeca y codo, sensores cinemáticos (giroscopios), cinéticos (galgas extensométricas) (véase figura 2.9). El sistema se comanda desde un controlador programable. Igualmente, en el marco del proyecto, se desarrolló WOTASoft, una aplicación informática para control, monitorización, análisis y despliegue gráfico de información, desde el dispositivo exoesquelético.

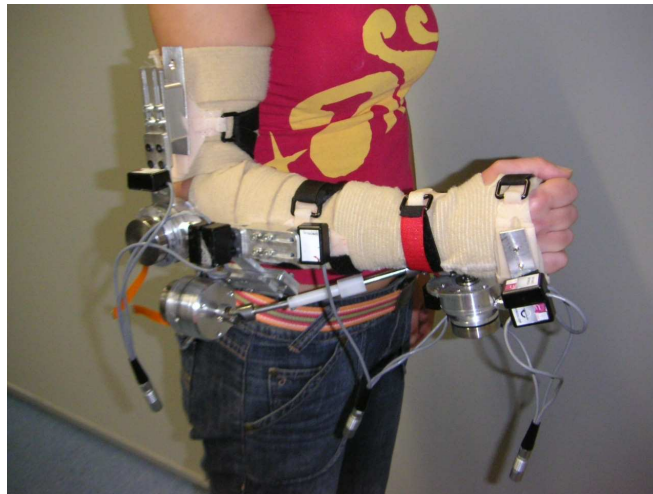


Figura 2.9: Dispositivo WOTAS, exoesqueleto robótico para miembro superior enfocado a la compensación funcional de trastornos del movimiento como el temblor.

El dispositivo está formado por una estructura mecánica que se adapta ergonómicamente al brazo y sobre la estructura se disponen los sensores y los actuadores. Además, existe una unidad de control para la ejecución de los algoritmos de control y los circuitos electrónicos de interfaz con los sensores y actuadores.

La plataforma de evaluación WOTAS es configurable por software para emular el comportamiento dinámico de una ortésis para supresión de temblor. Permite especificar magnitudes de carga viscosa e inercial, aplicar impedancia mecánica a nivel de la muñeca y codo y diversas estrategias de control tanto pasivas como activas.

La aplicación informática permite comunicación, monitorización, almacenamiento de datos, análisis y validación de los algoritmos de control para supresión de temblor. Dichos algoritmos han sido previamente desarrollados en Matlab. También, la aplicación permite controlar su ejecución, monitorizar variables propias del algoritmo y ajustar parámetros del algoritmo en tiempo real.

La monitorización y el control de la ejecución de los algoritmos en el controlador se realiza remotamente utilizando un ordenador que se comunica en modo serial o a través de la red TCP/IP Ethernet con la Unidad de control. Así, la aplicación ejecutable que se ha generado se descarga a la Unidad de control usando el enlace de comunicación establecido entre los elementos. En el ordenador se dispone de una interfaz gráfica de usuario (GUI) para gestionar la comunicación, adquisición, tratamiento y presentación de la información en la forma más conveniente.

2.7.1. Características funcionales de WOTAS

A continuación se presentan una serie de características operativas del dispositivo y diversas funciones que se pueden configurar con el mismo.

Rangos máximos de par en los GdL. Esto representa los límites de par que pueden ser aplicados por el dispositivo. Así, se tiene para flexión-extensión del codo, hasta 3,0 N.m. Flexión-extensión de la muñeca, hasta 1,5 N.m. Pronación-supinación del antebrazo, hasta 3,0 N.m.

Además, es posible seleccionar e intervenir individualmente cada articulación o se puede seleccionar varias al mismo tiempo.

Estrategias de intervención. Con el exoesqueleto robótico WOTAS, es posible configurarse los siguientes 3 modos de operación:

- Dispositivo en “modo libre”: En este modo no existe fuerza aplicada sobre el brazo. Así, el dispositivo se comporta como un sistema de medida y caracterización del movimiento.
- Estrategias de control pasivo: En este modo el dispositivo se comporta como un dispositivo capaz de amortiguar mecánicamente los movimientos del miembro superior, simulando la aplicación, por ejemplo, de viscosidad o inercia sobre el brazo.
- Estrategias de control activo: En este modo el dispositivo actúa como un sistema dinámico, estimando en tiempo real las señales voluntarias y temblorosas del movimiento y generando señales de actuación proporcionales a la intensidad del temblor.

Información extraída con el sistema. Como ha sido mencionado anteriormente, el dispositivo está provisto de sensores que proporcionan medidas de la biomecánica del movimiento. Así, es posible obtener la siguiente información:

- Posición, velocidad y aceleración de cada articulación.
- Frecuencia del temblor.
- Par y potencia del temblor.

2.7.2. Sensores y actuadores del exoesqueleto

El exoesqueleto WOTAS utiliza giróscopos para medir la cinemática del movimiento, al registrar la velocidad angular de rotación de las articulaciones. Se ha seleccionado estos sensores teniendo en cuenta que el miembro superior posee articulaciones que permiten movimiento rotacional alrededor de las mismas y los giróscopos son sensores de velocidad angular que pueden medir directamente este movimiento. Además son ligeros y la señal medida no es afectada por la gravedad (ver figura 2.10).

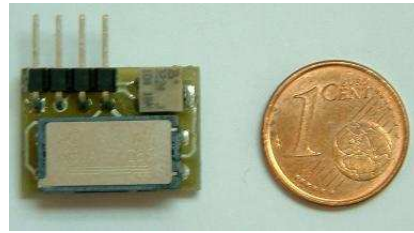


Figura 2.10: Vista de los giroscopios que proporcionan una medida directa de la velocidad angular, y la electrónica de acondicionamiento de la señal del sensor.

La electrónica de acondicionamiento está compuesta por un filtro pasa-banda con una frecuencia de corte inferior de 0,3 Hz y una frecuencia de corte superior de 25 Hz. Esta es la banda de frecuencia relevante y donde se concentra la mayor parte de la energía del temblor humano.

La caracterización del movimiento rotacional de cada articulación está basada en la utilización de dos giróscopos independientes colocados convenientemente en cada segmento de la articulación de interés. La velocidad angular de la articulación es obtenida por substracción directa de las velocidades medidas por cada giroscopio, [103].

En el exoesqueleto WOTAS se utilizó un sensor para medición de fuerza que actúa como mecanismo de realimentación para los algoritmos de control, específicamente en la función de garantizar que WOTAS ofrezca la mínima resistencia al movimiento voluntario. Se han utilizado galgas extensométricas como sensor de fuerza. De esta manera, sobre la estructura se encuentra montado un puente completo de galgas extensométricas, que es responsable de medir la deformación experimentada por la estructura del exoesqueleto, de forma que pueda obtenerse directamente el par ejercido por el motor sobre la estructura. La figura 2.11 presenta el circuito de adecuación de la señal de fuerza.

Teniendo en cuenta que el exoesqueleto WOTAS no fue concebido como un

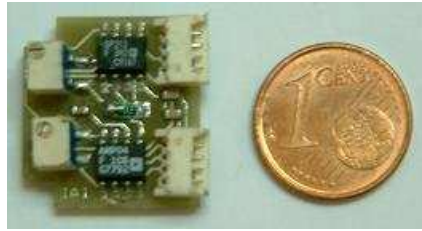


Figura 2.11: Vista de la electrónica de acondicionamiento del sensor de fuerza basado en galgas extensométricas.

prototipo final de ortesis ambulatoria, se ensayaron prototipos con motores electro-magnéticos de corriente continua (DC) y motores ultrasónicos como tecnologías de actuación.

Los motores DC representan tecnologías de actuación muy bien conocidas y de fácil integración en esquemas de control avanzado. Sin embargo, pueden llegar a ser grandes y pesados además de requerir acoplamientos con reductores de velocidad. Los motores ultrasónicos son menos flexibles pero ofrecen soluciones compactas debido a su rango dinámico, operando a bajas velocidades y muy alto par, como se requiere en el dispositivo exoesquelético que realiza movimientos en el rango de la persona.

Debido a que los motores ultrasónicos poseen una pobre respuesta a bajas velocidades, el sistema no opera adecuadamente cuando el usuario realiza movimientos muy lentos (inferiores a 0.7 rad/s). De esta forma, el prototipo final del dispositivo exoesquelético utiliza motores DC sin escobillas como elementos de actuación.

2.7.3. Exoesqueleto como ortesis para compensación funcional

Como se presentó en [68], la portabilidad del sistema WOTAS fue evaluada en el laboratorio. En estas pruebas el sujeto realizó una amplia variedad de tareas sin actuación sobre el brazo, demostrándose que el sistema no afecta al rango normal del movimiento de la persona.

Así mismo, diversas pruebas clínicas se llevaron a cabo con pacientes enfocadas a la supresión del temblor, [68]. Diez pacientes participaron en esa fase de experimentos. Los pacientes en las pruebas padecían patologías y diversos tipos de temblor tales como temblor esencial, esclerosis múltiple y temblor post-traumático.

En este tipo de evaluación con pacientes, WOTAS puede operar en tres modos diferentes: monitorización, supresión pasiva y supresión activa del temblor. Cuando opera en modo pasivo, WOTAS aplica viscosidad al movimiento, cuya magnitud oscila entre 0,1 y 0,3 $N.m.s/rad$. Tres mediciones diferentes para cada tarea se realizaron para garantizar la repetibilidad de los datos, de forma que en cada repetición el dispositivo ortésico opera en un modo diferente.

La potencia contenida en la banda de frecuencias entre 2 Hz y 6 Hz fue seleccionada como parámetro para comparar el nivel de temblor y evaluar la funcionalidad y eficacia clínica, [104]. Durante los experimentos las variables cinemáticas y cinéticas se adquirieron a una frecuencia de 2 kHz.

Las pruebas clínicas demostraron la capacidad del exoesqueleto para suprimir temblor. Por ejemplo, en la figura 2.12 (izquierda) se observa los datos obtenidos con uno de los pacientes mientras mantiene los brazos estirados. Los datos corresponden a la amplitud del movimiento de temblor (velocidad angular) de la articulación del codo adquirida en tiempo real y su Densidad Espectral de Potencia (PSD). Para esta tarea realizada por el usuario, WOTAS se encontraba en modo libre (monitorización) y se puede observar que el temblor del paciente tenía una frecuencia definida de aproximadamente 4 Hz.

La figura 2.12 (derecha) presenta la misma información (amplitud del temblor y PSD) cuando se aplica resistencia viscosa al movimiento (estrategia de control pasivo) de 0.2 $N.m.s/rad$ utilizando el dispositivo ortésico. De los resultados en las

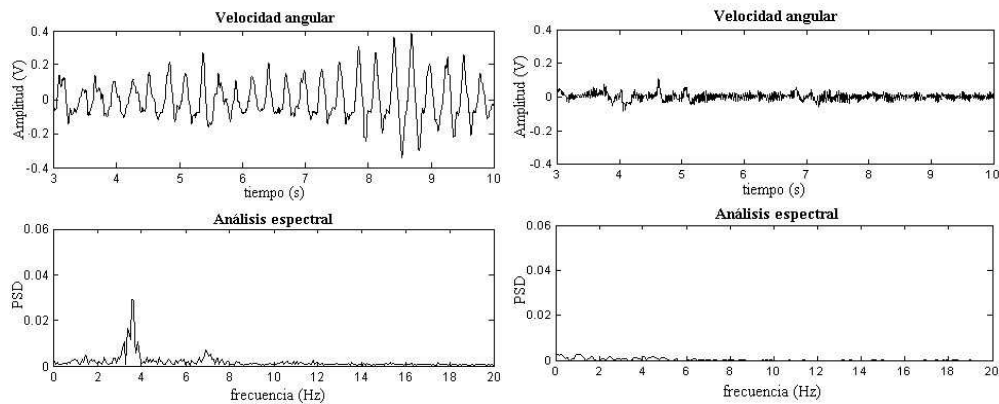


Figura 2.12: Amplitud y densidad espectral de potencia del movimiento tembloroso usando Wotas en modo libre (izquierda) y en la reducción de temblor con Wotas (derecha).

pruebas con los 10 pacientes se obtuvo una reducción media aproximada del 80 % en la potencia del temblor para aquellos pacientes con temblor severo y una reducción media del 30 % para pacientes con temblor leve.

El principal inconveniente que surgió estuvo en la interfaz física entre el dispositivo y el brazo del paciente. Esto es debido a las características de tejido blando del sistema muscular y la flacidez, especialmente en personas mayores, lo que impide que la fuerza proporcionada por los actuadores sea aplicada al brazo en su totalidad.

2.7.4. Exoesqueleto como herramienta para estudios e investigación

En los experimentos en las líneas de investigación del control neuromotor y estudios del movimiento humano existen técnicas particulares que aplican campos de fuerza y modifican la mecánica del movimiento, con el objetivo de determinar los mecanismos subyacentes en la planificación, ejecución y aprendizaje motor. En ese tipo de experimentos se utilizan manipuladores robóticos para aplicar fuerza/par sobre la mano, [28], o sobre articulaciones particulares, [27], mientras el sujeto lleva a cabo tareas de movimiento tales como mantener una postura o movimientos punto a punto.

Disponer de un dispositivo robótico que permita estudiar diversos aspectos del control motor humano, particularmente abarcando movimientos en 3-D que involucren los 7 grados de libertad principales del miembro superior es valioso ya que permite crear entornos dinámicos y aplicar individualmente perturbaciones en cada una de las articulaciones.

Teniendo en cuenta su capacidad para aplicar fuerzas dinámicas sobre el miembro superior, el exoesqueleto robótico WOTAS puede usarse para estudios e investigación en el campo del control neuromotor del movimiento humano. El dispositivo proporciona características para manipular las condiciones mecánicas de cada articulación independientemente, ya que las cargas mecánicas son aplicadas por el exoesqueleto directamente en los segmentos del miembro superior tales como el brazo y antebrazo.

En este sentido, el trabajo en [51] ilustra la utilización de este tipo de dispositivos exoesqueléticos en entornos de investigación del movimiento humano y control neuromotor.

2.7.4.1. Adaptación de WOTAS

Tal como fue presentado en la sección anterior, WOTAS es un dispositivo robótico para la medición y evaluación de estrategias de control para la supresión de temblor. Las principales modificaciones para la adaptación del exoesqueleto para utilizarse como una plataforma de experimentos radica en:

- La incorporación de un sensor de posición que proporcione directamente información del desplazamiento angular de las articulaciones del miembro superior.
- Incorporación de un grado de libertad pasivo en la muñeca a través de una incorporación de una articulación prismática.
- Modificación de los soportes sobre el brazo.

La utilización de un sensor de posición es necesaria debido a los errores de integración que se obtienen al calcular la información de posición angular a partir de la medida de los giroscopios. Los potenciómetros son elementos simples, que proporcionan una señal que permite conectarse directamente a tarjetas de adquisición A/D. La figura 2.13 presenta una vista del sensor y su circuito de adecuación.

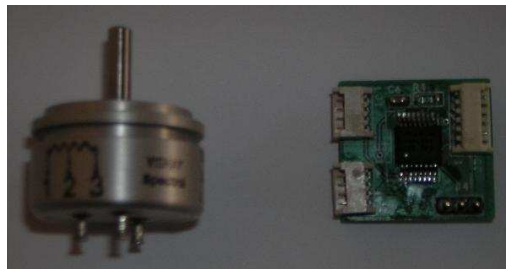


Figura 2.13: Vista de los potenciómetros que proporcionan una medida directa de la posición angular, y la electrónica de acondicionamiento de la señal del sensor.

Con el objetivo de obtener una relación exacta entre el voltaje de salida del sensor y el desplazamiento angular de la articulación, se realizó un procedimiento de calibración en el cual se obtuvo un valor de relación de 0.766 V/rad . La respuesta del sensor en el rango de trabajo considerado para la calibración presentó un comportamiento lineal.

La inclusión de la articulación prismática a nivel de la muñeca tiene como finalidad aplicar más eficientemente el par generado por los actuadores sobre el brazo. La necesidad de esta modificación surge como consecuencia del movimiento relativo de la piel y los músculos respecto a los segmentos de la cadena cinemática.

Respecto a la modificación de los soportes sobre el brazo, éstos fueron adaptados para habilitar la inclusión de elementos tales como los electrodos de superficie para electromiografía (EMG), con el objetivo de realizar estudios conjuntos con diversas herramientas. Las condiciones mecánicas de los soportes es crítica ya que deben acoplarse ergonómicamente al miembro superior y además la rigidez del material

debe ser mayor a la rigidez de los tejidos subyacentes con el objetivo de liberar efectivamente las fuerzas.

Los soportes del exoesqueleto deben proporcionar una transmisión efectiva de la carga sobre el miembro superior. De esta forma se han utilizado materiales termoplásticos como elementos de sujeción que se moldean de acuerdo con la morfología del brazo del paciente (véase la figura 2.14).



Figura 2.14: Soportes fabricados en termoplástico para soportar el exoesqueleto sobre el miembro superior.

La figura 2.15 presenta el dispositivo robótico configurado para llevar a cabo un conjunto de experimentos del movimiento del miembro superior, en el plano vertical. En este caso particular el exoesqueleto aplica perfiles de par definidos, sobre el movimiento voluntario del sujeto.

2.8. Conclusiones del Capítulo

Teniendo en cuenta el importante papel que juega la biomecánica del miembro superior humano en un sistema humano-exoesqueleto, en el capítulo se ha estudiado las aproximaciones a los modelos cinemáticos y cinéticos del brazo. Particularmente, este tipo de dispositivos debe mantener el rango de movimientos en un espacio seguro para la persona, y la cinemática debe ajustarse a la del miembro superior. De

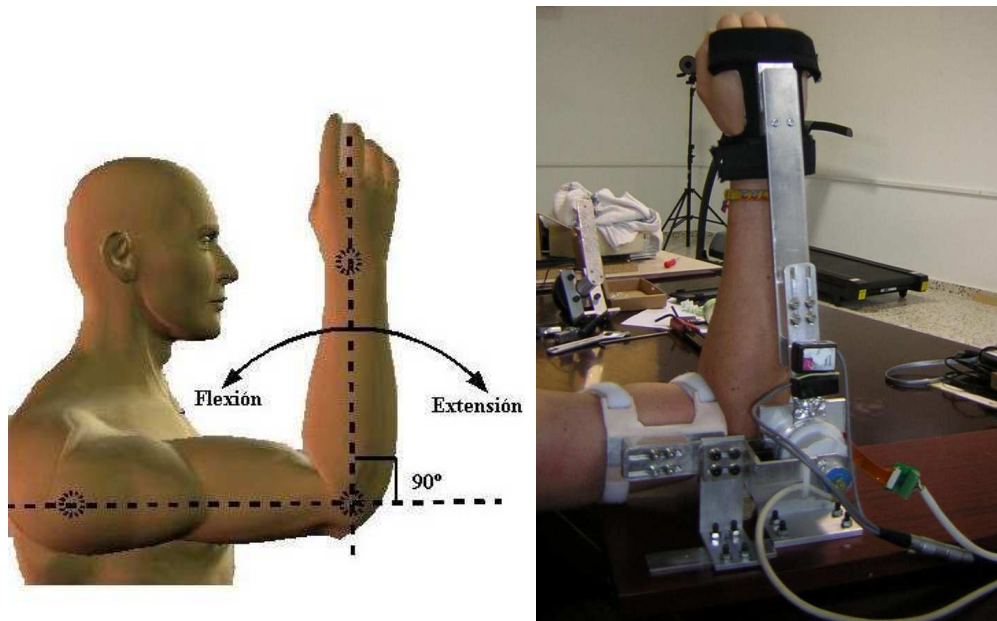


Figura 2.15: Configuración del exoesqueleto robótico para estudios del movimiento del miembro superior. Izquierda: Esquema del movimiento; Derecha: Dispositivo adaptado sobre el miembro superior.

este modo, se ha restringido el rango de movimiento del exoesqueleto a uno menor que el perteneciente al miembro superior, para cada una de las articulaciones.

Existe una interfaz física entre la persona y el dispositivo robótico. Así, considerando que existe una transmisión de fuerza sobre el brazo, diversos aspectos fisiológicos deben tenerse en cuenta para no alterar la actividad normal del brazo, es decir, actuar sin comprometer los patrones fisiológicos de movimiento del miembro superior, y no superar umbrales de presión. A partir de dichos estudios, se limitó los máximos pares que puede aplicar el dispositivo robótico, sobre cada una de las articulaciones, y las zonas de aplicación de dicho pares.

También, fueron presentadas las características dinámicas de miembro superior y sus articulaciones, músculos y tejidos blandos. Estas características representadas en modelos, proporcionan información importante al considerar el control del exoesqueleto robótico tal como será estudiado en el próximo capítulo.

El exoesqueleto robótico y la persona forman un sistema en lazo cerrado, en el cual las propiedades dinámicas del sistema total son moduladas para tener un sistema estable. De esta manera, desde el punto de vista de control surge un problema asociado a la relación de dos subsistemas de control acoplados: el sistema de control humano y el sistema de control del exoesqueleto. De esta forma, de acuerdo a la aplicación, las estrategias de control deben incluir características particulares de la dinámica del miembro superior.

Como punto de partida para la implementación del exoesqueleto robótico, se ha estudiado el dispositivo WOTAS, centrado en el miembro superior. El dispositivo está provisto de elementos sensores que miden las variables cinéticas y cinemáticas del movimiento del miembro superior y permiten obtener información cuantitativa de velocidad, posición y aceleración angular en cada articulación. Además, está provisto de actuadores encargados de aplicar las fuerzas sobre el brazo y de una estructura mecánica que sirve tanto de soporte como de interfaz entre los algoritmos de control y el miembro superior.

Así, se ha realizado una adaptación y optimización de WOTAS, específicamente para utilizarlo como una herramienta de estudio en el área del control neuromotor y de movimiento humano. Se presentaron las principales modificaciones realizadas en el dispositivo, entre las que se encuentran la incorporación de otros tipos de sensores, la modificación de los puntos de apoyo del dispositivo sobre el brazo y la inclusión de grados de libertad pasivos para mejorar la compatibilidad cinemática. El próximo capítulo describirá la integración de este dispositivo en un entorno común, las estrategias de control que se han desarrollado para comandarlo y se presentarán las pruebas experimentales del sistema para validar su funcionalidad. Además, se introducirán y describirán los otros dispositivos desarrollados e implementados que intervienen en el sistema multimodal.

Capítulo 3

Plataforma de Análisis y Estudios en Biomecánica y Control Neuromotor. Control y Validación del Sistema.

Existen escenarios en los cuales es de interés adquirir y registrar mediciones biomecánicas del movimiento humano, sincronizadas con medidas electrofisiológicas del sujeto, tales como la actividad eléctrica de los músculos. De este modo, la utilización combinada de herramientas que proporcionen información de variables que abarquen desde las biomecánicas a las bioeléctricas permite configurar estudios en diversos ámbitos de investigación. Este capítulo presenta el sistema donde se integran las diversas herramientas que forman la plataforma experimental y se describe la implementación física de cada uno de sus dispositivos. Así mismo, se describirá la interacción que existe entre los diferentes elementos que conforman el sistema y los esquemas de control utilizados para controlar el exoesqueleto robótico. Un relevante apartado está dedicado a los aspectos de seguridad y fiabilidad del sistema robótico y los mecanismos que se han implementado. El capítulo termina con la validación experimental del sistema bajo diferentes condiciones operativas.

3.1. Introducción

En la literatura se describen diferentes técnicas experimentales y analíticas desarrolladas para modelar el sistema motor humano y para inferir los mecanismos y estrategias usadas por el sistema nervioso central y periférico para generar y modular el movimiento. Una forma clásica para caracterizar un sistema es mediante la aplicación de una perturbación externa y la observación de los cambios en la dinámica (salida) del sistema. Por ejemplo, una fuerza externa inicialmente altera los movimientos que se intentan realizar. Posteriormente, el análisis de las trayectorias de los miembros, las fuerzas y la activación eléctrica muscular y neuronal proporcionan características de cómo los SNC y SNP compensan la nueva dinámica.

Por tanto, resulta interesante tanto para aplicaciones de investigación como clínicas disponer de una plataforma de medición, análisis y estudio a través de un exoesqueleto robótico de miembro superior. Tendría un ámbito de aplicación para investigación en control neuromotor, con posibles aplicaciones en asistencia a la discapacidad. Igualmente puede servir como herramienta de estudio en compensación funcional de diversos trastornos del movimiento, y particularmente temblor patológico.

Una plataforma de este tipo permite explorar diversos temas en líneas de investigación multidisciplinarias y posee importantes implicaciones en neurociencia, control neuromotor, neurofisiología, estudio del movimiento humano, neuro-rehabilitación y biomecánica.

En control neuromotor y neurociencia, la plataforma permite identificar los mecanismos usados por el SNC en la implementación y ejecución del movimiento. Centrada en la discapacidad, se puede comportar como una herramienta para identificar las alteraciones en generación y modulación del movimiento debido a diversas patologías del sistema motor, [105].

En neuro-rehabilitación permite implementar terapias específicas y permite cuantificar, en conjunto con otras herramientas, la recuperación de las funciones motoras durante la terapia.

En neurofisiología permite estudiar la dinámica de la actividad bioeléctrica del sistema nervioso, en conjunto con herramientas para el registro electromiográfico y electroencefalográfico. Además, se puede examinar la función de varias áreas sensoriales y motoras del cerebro, bajo condiciones experimentales que involucren la ejecución de movimientos y la alteración de la mecánica del movimiento. El exoesqueleto robótico permite, durante la realización de los movimientos, cuantificar y manipular dicha mecánica.

Además, una herramienta de este tipo resulta valiosa en la interpretación, análisis y estudio de diversas patologías que generan discapacidad en el sistema motor humano. Además, permite explorar e identificar de qué forma las herramientas robóticas pueden proporcionar terapias óptimas desde diferentes puntos de vista, tales como intensidad, patrones de ejercicios y entrenamiento motor.

En el capítulo se describe detalladamente el desarrollo e implementación de NeuroLab, la plataforma que permite una interacción multimodal de un exoesqueleto robótico con diversos módulos independientes, [106].

Para este tipo de sistemas y plataformas robóticas, son fundamentales los aspectos concernientes a la seguridad. En la literatura, los sistemas confiables (“*dependable systems*”) son aquellos sistemas capaces de entregar entre ciertos límites un servicio que ha sido previamente acordado; están basados en la confiabilidad (“*dependability*”), concepto que involucra a las características de disponibilidad, fiabilidad, seguridad, integridad y flexibilidad a efectuar cambios (“*maintainability*”). De este modo,

en el capítulo se describe los mecanismos de seguridad que se han implementado en la plataforma para garantizar la confiabilidad del mismo.

3.2. Estructura del Sistema

El sistema está conformado por un conjunto de dispositivos autónomos, que cuando se integran bajo una plataforma común, permiten configurar y llevar a cabo diversos experimentos en múltiples campos de investigación. La figura 3.1 presenta un esquema de la arquitectura del entorno.

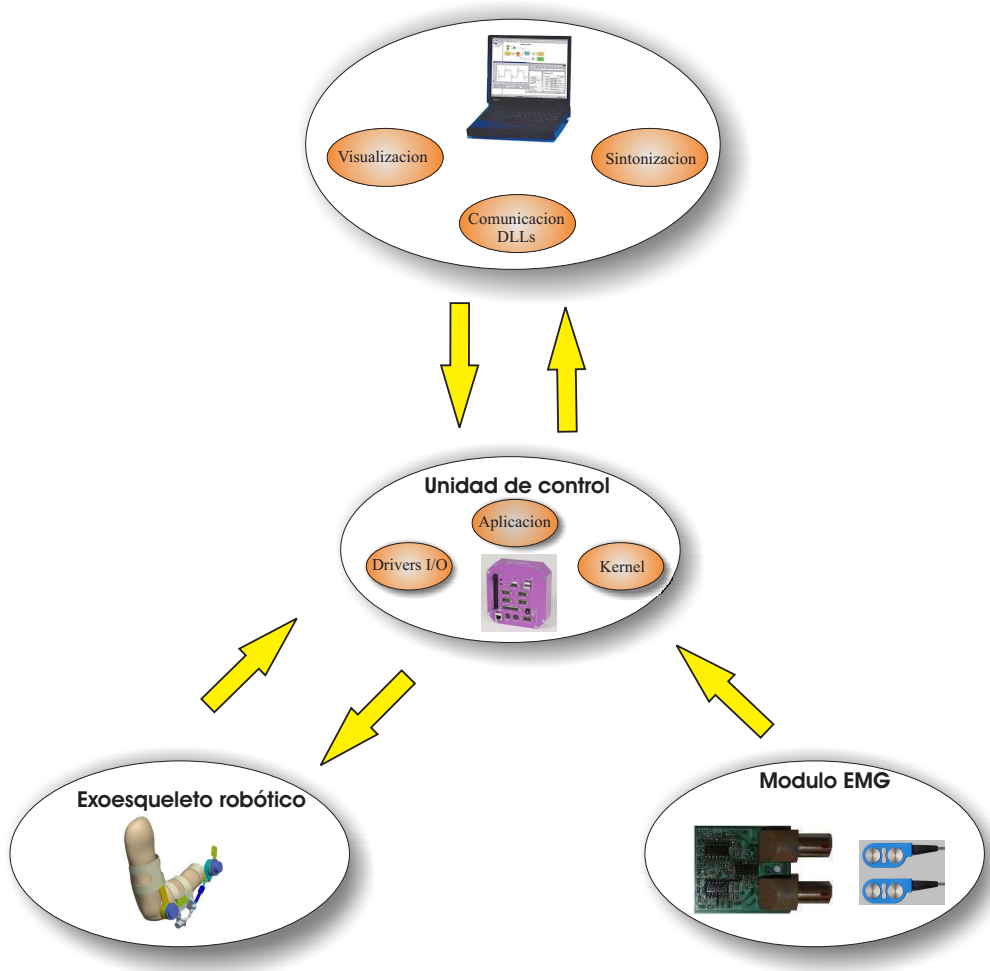


Figura 3.1: Estructura del sistema y la interacción entre los elementos que lo componen.

En las secciones siguientes se describirá cada uno de los elementos que conforma el sistema y la funcionalidad que cada uno proporciona.

3.2.1. Unidad de control

Representa el elemento de procesamiento e interfaz del sistema. Está compuesta por un controlador que ejecuta en tiempo real los algoritmos desarrollados en Matlab y la tarjeta de adquisición para la interfaz entre los sensores, actuadores y el controlador. Esta unidad de control está configurada con diversas tarjetas embebidas basadas en el estándar PC/104.

La unidad de control también está provista de conectores que están instalados en su caja y que proporcionan la alimentación para los sensores y las entradas y salidas analógicas. Además, posee una interfaz de comunicación serial (RS-232) y una interfaz de red Ethernet, de manera que desde un ordenador remoto se puede descargar y controlar la ejecución del algoritmo en el controlador, y se pueda monitorizar todas las señales adquiridas. A continuación se describen el controlador y la tarjeta de adquisición que componen la unidad de control.

El controlador: El controlador es una CPU para aplicaciones embebidas. La CPU seleccionada (modelo M585-BAA fabricada por *SECO Embedded Computers*), es un procesador (Celeron) optimizado para trabajar con bajo consumo de potencia.

Toda la ejecución de los algoritmos de control se realiza en tiempo real, garantizando tiempos de respuesta precisos, a través de un sistema operativo (*kernel*) que está instalado en la memoria *flash* del controlador. Este *kernel* es obtenido de las librerías de Matlab. Después de que el controlador ha ejecutado el *kernel*, queda a la espera de los comandos de un ordenador externo, para cargar, descargar, ejecutar y detener las aplicaciones.

La tarjeta de adquisición: La Unidad de control está equipada con una tarjeta de adquisición de datos. Se ha seleccionado la tarjeta DMM-32-AT fabricada por *Diamond System Corporation*, la cual posee el formato PC/104, contiene los canales de entrada y salida requeridos y está soportada por las librerías de Matlab.

Con el fin de convertir los conectores de la tarjeta de adquisición DMM-32-AT a conectores industriales, se ha fabricado una tarjeta de conectores conforme al formato PC/104. Además, esta tarjeta dispone de reguladores de tensión para la alimentación estable de los sensores.

3.2.2. Interfaz de usuario

Existe una aplicación informática que gestiona cada elemento del sistema. Ésta se instala en un ordenador externo y proporciona características de comunicación con cada uno de los dispositivos del sistema (véase la figura 3.2). También permite almacenamiento de datos, adquisición de señales y análisis y despliegue de información. Además, permite configurar las condiciones de los experimentos, de acuerdo al protocolo de medidas definido.



Figura 3.2: Esquema de comunicación entre la interfaz de usuario para el control de la plataforma y la unidad de control.

3.3. Herramienta de Adquisición Electromiográfica - EMG

La electromiografía (EMG) consiste básicamente en la adquisición, registro y análisis de la actividad eléctrica generada en nervios y músculos a través de la utilización de electrodos (de superficie, de aguja, implantados), [107]. Las mediciones extraídas de EMG proporcionan una información valiosa acerca de la fisiología y los patrones de activación muscular. Dicha información refleja las fuerzas que serán generadas por los músculos y la secuencia para temporizar los comandos motores. Además, puede usarse en el diagnóstico de patologías que afectan al Sistema Nervioso Periférico, las alteraciones funcionales de las raíces nerviosas, de los plexos y los troncos nerviosos periféricos, así como de patologías del músculo y de la unión neuromuscular.

En la electromiografía se registran las diferencias de potencial eléctrico, señales muy pequeñas del orden de $50 \mu V$ hasta $5 mV$ y que requieren amplificación, requiriendo generalmente ganancias de amplificación mayores a 1000. Para reducir la interferencia en la señal se intenta que la impedancia de la piel sea baja. Algunas características particulares de la señal electromiográfica son:

- Buena información de frecuencia pero la magnitud es menos repetible debido a que la resistencia de contacto (piel-electrodo) es una variable significativa en el proceso de medida.
- Baja relación señal a ruido, debido a que es sensible a actividad de músculos remotos e interferencia.
- Bajo rango dinámico.
- Se requiere contacto eléctrico con la persona (aspecto de seguridad).

El sistema de adquisición electromiográfico EMG ha sido derivado del proyecto TCA (*Tremor Coherence Analyzer*) del Grupo de Bioingeniería (IAI-CSIC), en el que se ha desarrollado una herramienta portátil de adquisición y procesamiento

de señales eléctricas musculares, [108]. Esta herramienta una vez integrada en la plataforma experimental, permite registrar simultáneamente dos grupos musculares diferentes.

Las siguientes secciones presentan la herramienta de adquisición de información electromiográfica, que incluye los electrodos EMG de superficie y la electrónica de acondicionamiento y procesado de las variables adquiridas.

3.3.1. Electrodo de electromiografía

Como electrodos EMG de superficie ha sido seleccionado el modelo MA-317 de *Motion Lab Systems*, gracias a que proporciona las siguientes características:

- Pre-amplificación en la superficie de la piel.
- Pre-amplificador de instrumentación diferencial que atenúa las señales bioeléctricas indeseadas en modo común.
- Protección interna de descarga electrostática (ESD) e interferencia de radiofrecuencia (RFI).

La figura 3.3 muestra el electrodo EMG utilizado. Estos electrodos de superficie utilizan una configuración bipolar (con dos puntos de señal más uno de referencia). Las dimensiones del electrodo son 38 x 19 x 8 mm y su peso es de 10 gramos. La tabla 3.1 proporciona las especificaciones eléctricas mas importantes.



Figura 3.3: Electrodo EMG de superficie MA-317 de *Motion Lab Systems* con pre-amplificación.

Especificaciones eléctricas	
Ancho de banda de la señal	15 Hz a 2 KHz (-3dB)
Impedancia de entrada	> 100 MOhms
Ganancia a 1 KHz	300 +/- 1%
Ruido	< 1.2 uV RMS
C.M.R.R	> 100 dB a 65 Hz
Rango de voltaje	+/- 5 V a +/- 15 V
Consumo de potencia	1.2 mA a +/- 5 V

Tabla 3.1: Especificaciones eléctricas de los electrodos EMG de superficie utilizados.

3.3.2. Electrónica de acondicionamiento

Con el objetivo de adaptar las señales provenientes de los electrodos EMG para ser adquiridas por la unidad de control, un circuito de acondicionamiento conformado por diversas etapas tales como amplificación, filtrado y cambio de nivel es el encargado de realizar el tratamiento de la señal.

La figura 3.4 proporciona un esquema de las diversas etapas que intervienen en el acondicionamiento de la señal.

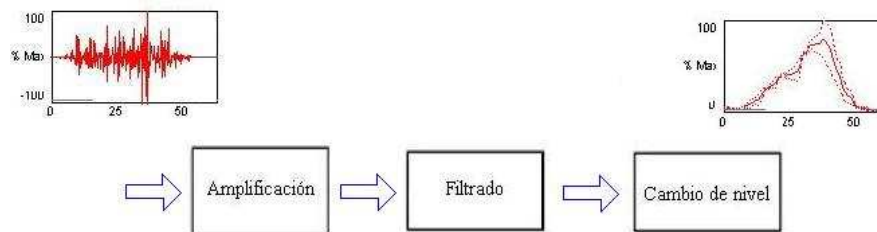


Figura 3.4: Diagrama de bloques de la electrónica de tratamiento de la señal EMG.

La tarjeta de acondicionamiento posee dos canales de adquisición de señales EMG con 4 ganancias ajustables digitalmente. La unidad de control que se presentó en la sección 3.2.1 es capaz de aceptar señales que se encuentren en un rango entre 0 y 3 V, de forma que el circuito de acondicionamiento debe adaptar los niveles de las señales EMG en el rango correspondiente, mediante la amplificación y el cambio de nivel. La figura 3.5 presenta el circuito y a continuación se describe cada etapa.

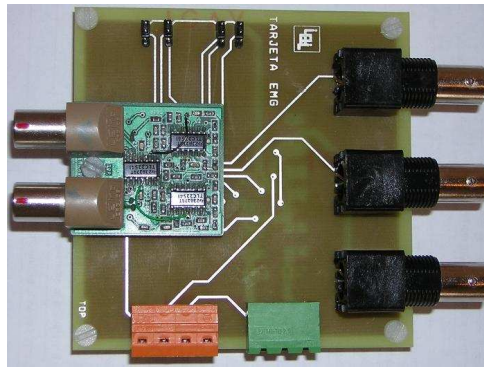


Figura 3.5: Vista del circuito de acondicionamiento de las señales mioeléctricas.

Etapa de amplificación: La magnitud de la señal de salida del electrodo sEMG es bastante pequeña (de 0 a 10 milivoltios). Por tanto, el circuito de acondicionamiento debe proporcionar amplificación para incrementar la señal a un nivel conveniente, previamente a su digitalización. La ganancia de esta etapa es ajustable a través de un potenciómetro digital que se configura con dos pines de entrada y proporciona diferentes ganancias ajustables de 300, 600, 1200 y 2400.

Etapa de filtrado: El espectro de frecuencias de las señales EMG se encuentra en un rango que abarca desde 5 Hz a 2000 Hz, [107]. El ruido eléctrico afecta de forma considerable las señales electromiográficas y éste proviene de diversas fuentes:

- Ruido inherente en equipos electrónicos (0 a miles de Hz).
- Ruido de la red eléctrica (50 Hz).
- Movimiento en la interfaz electrodo-piel (0 a 10 Hz).
- Interferencias.

La principal fuente de ruido proviene de la red de potencia eléctrica de 50 Hz (para Europa). Desafortunadamente ésta se encuentra en medio del espectro de la señal EMG, de forma que no es recomendable filtrarla directamente.

En el circuito de acondicionamiento, la señal electromiográfica es muestreada a 1 kHz y filtrada mediante un filtro pasa-banda de 20-500 Hz, teniendo en cuenta que esta banda contiene la información más relevante de los patrones de activación muscular.

3.4. Seguridad y Confiabilidad en Sistemas Robóticos

Con el objetivo de extender el uso y la presencia de robots en la vida diaria de las personas, se deben resolver diversos aspectos implicados en dichos robots personales tales como la seguridad y la confiabilidad¹ (*safety and dependability*). En analogía similar a los ordenadores personales, a día de hoy éstos no se perciben mas como máquinas extrañas, al contrario que los robots, que son percibidos como dispositivos pesados e inseguros. De otro lado, no se han definido aún estándares de seguridad en pHRI dentro de la comunidad científica.

De este modo, en el futuro inmediato es necesario disponer de métricas para la valoración objetiva de la seguridad y confiabilidad en tales sistemas robóticos. También, es requerido en disponer de mecanismos de seguridad en todos los niveles (mecánico, electrónico, control, etc.) para disminuir los riesgos y aumentar la fiabilidad del sistema. Esto es especialmente relevante en el caso de los exoesqueletos robóticos, considerando que dichos dispositivos están en constante interacción física y cognitiva con el sujeto y por tanto la seguridad juega un rol fundamental.

La seguridad y confiabilidad son dos de los aspectos claves en una exitosa introducción de los robots personales en los entornos de las personas. En este sentido, solamente pueden ser aceptadas las arquitecturas de robots fiables, que incluso integren los factores y características propias de las personas. En este último caso existen algunos desarrollos recientes cuyo objetivo es incluir al usuario en el propio

¹ Traducido de la palabra "*dependability*". En este contexto, confiabilidad se puede entender como una conjunción de robustez, fiabilidad, seguridad y flexibilidad.

lazo de control, en un esquema de arquitecturas de control compartido (*human in the loop control*).

Existen diversos trabajos en la literatura que han abordado el problema de determinar métricas, índices y estrategias para cuantificar la seguridad y confiabilidad de tales sistemas robóticos, [1, 2, 109, 110]. Las siguientes secciones exponen los principios y aspectos generales en esta área al igual que los proyectos y trabajos que han profundizado en ellos.

3.4.1. Aspectos generales sobre seguridad y confiabilidad

En la literatura, los sistemas confiables (conocidos como “*dependable systems*”) han sido definidos como todos aquellos sistemas capaces de entregar un servicio que ha sido previamente confiado o acordado; estos sistemas se fundamentan en el concepto de confiabilidad (“*dependability*”) como propiedad principal, [1]. Según [1], la confiabilidad se define como la habilidad de un sistema para evitar frecuentes y severas faltas de un servicio. Es un concepto integrado, que incluye una serie de características de calidad: disponibilidad (“*availability*”), fiabilidad (“*reliability*”), seguridad (“*safety*”), integridad (“*integrity*”), confidencialidad (“*confidentiality*”) y capacidad de mantenimiento o “mantenibilidad” (“*maintainability*”). La asociación entre disponibilidad, confidencialidad e integridad, nos lleva a la definición de la propiedad denominada seguridad (“*security*”), como puede visualizarse en la figura 3.6.

Del árbol de confiabilidad y seguridad de la figura 3.6, se definen las diversas características así, [1]:

- Disponibilidad: prontitud y predisposición para obtener y/o proveer un servicio correcto.
- Fiabilidad: continuidad de un servicio correcto.

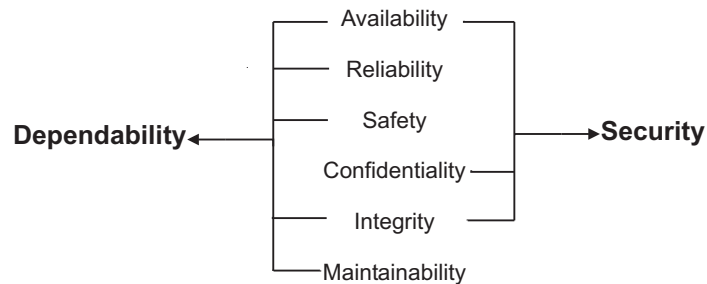


Figura 3.6: Atributos y características asociadas al concepto de confiabilidad (“*dependability*”) y seguridad, tomado de [1].

- Seguridad: ausencia de consecuencias catastróficas sobre los usuarios y el entorno.
- Confidencialidad: habilidad para mantener en reserva la información.
- Integridad: ausencia de alteraciones impropias o inadecuadas del sistema.
- Mantenibilidad: capacidad para soportar modificaciones en el tiempo y reparaciones en caso de fallos

En [1] se indica además que la fiabilidad en un sistema es afectada por una serie de amenazas denominadas fallos (“*failures*”), errores (“*errors*”) y faltas (“*faults*”). La falta en un sistema es un evento que ocurre cuando el servicio entregado se desvía del servicio esperado o correcto; Un error es aquella parte del estado del sistema que pueda causar una falta de servicio y un fallo se define como la causa hipotética de un error.

3.4.2. Evaluación de la confiabilidad (“*dependability*”)

En la complejidad de una interfaz persona-robot, el aspecto físico de la confiabilidad está principalmente centrado en el riesgo de colisiones entre el robot y el usuario, y la inapropiada o excesiva potencia o energía que puede ser transferida por el robot, resultando en serias lesiones en la persona. Diversos índices de severidad en lesiones (no estandarizados) se pueden usar para evaluar la seguridad de los robots

en cuanto a la interacción física con personas. Estos deberían tomar en cuenta los posibles daños que ocurrirían en una colisión o una inapropiada transferencia de potencia mecánica entre el dispositivo robótico y diferentes partes o miembros de la persona (cabeza, cuello, pecho, brazos, etc.).

Existen una serie de índices estandarizados para cuantificar la severidad de las lesiones en otros dominios fuera del ámbito de la robótica. La industria del automóvil desarrolló fórmulas empíricas y experimentales que correlacionan la aceleración del cuerpo humano con la severidad de las lesiones. La idoneidad de tales fórmulas es un aspecto abierto en el mundo de la robótica.

En este mismo escenario persona-robot, existen ciertos aspectos “cognitivos” relacionados con la percepción del usuario respecto al robot (y viceversa). Sin embargo, la mayoría de trabajos en la literatura se han enfocado en aspectos peculiares de la interacción “física” con los dispositivos robóticos. En particular, como se expuso anteriormente, la seguridad y confiabilidad son los criterios de evaluación subyacentes para los diseños mecánicos, de actuación y de arquitecturas de control.

Parte del trabajo desarrollado en el proyecto PHRIENDS, [2], expone los aspectos mecánicos y de control con especial hincapié en técnicas que proporcionen seguridad de una forma intrínseca o por medio de componentes de control. En el mismo trabajo, la confiabilidad se ha relacionado con los sensores, las arquitecturas de control, y el manejo y la tolerancia a fallos.

El objetivo de PHRIENDS es crear y desarrollar nuevos conceptos y prototipos en sistemas de actuación, nuevos algoritmos fiables para supervisión y planificación, nuevos algoritmos de control para gestionar una interacción física persona-robot en forma segura y con un comportamiento tolerante a fallos. Finalmente, el proyecto busca integrar esos componentes para validación, evaluación cuantitativa y opti-

mización, en un esquema tal como el mostrado en la figura 3.7.

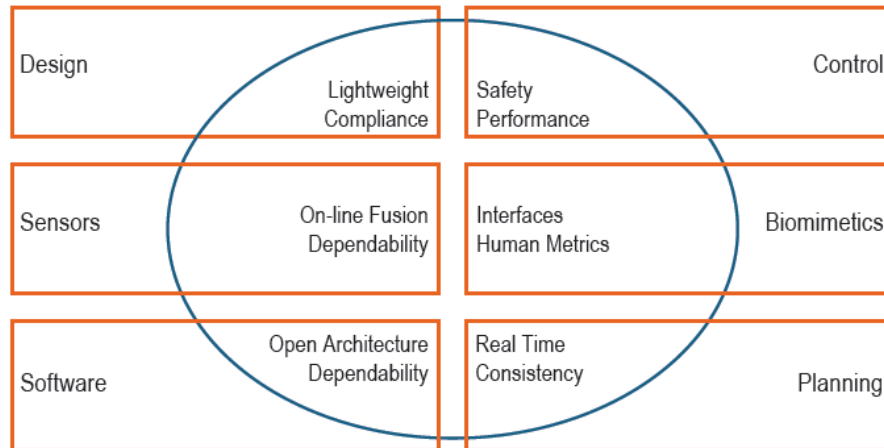


Figura 3.7: Esquema para la implementación de dispositivos robóticos que interactúan físicamente con personas, con mecanismos para garantizar la seguridad y confiabilidad. Tomado de [2].

El proyecto se centra en investigar sobre índices de seguridad, métricas de funcionalidad, y herramientas cuantitativas para la evaluación de sistemas robóticos críticos en seguridad y para proporcionar pautas en el diseño de tales sistemas. Este enfoque conduce el proyecto a indicar algunos de los desafíos más relevantes en el desarrollo de equipos robóticos.

Estos desafíos han surgido por el cambio en el paradigma de la robótica en su evolución desde una tecnología industrial específica hacia un extenso y amplio rango que incluye la robótica de servicios y los dispositivos robóticos personales y portables (*wearable robots*). En este sentido, dentro de la comunidad científica existe un gran esfuerzo para establecer nuevos estándares internacionales aplicables a dispositivos robóticos asistenciales y en operación colaborativa persona-robot.

En otros trabajos, Ikuta propone un método general para la evaluación de la seguridad en robots asistenciales, [109]. En tal trabajo, tomaron en consideración la fuerza y tensión de impacto como medidas para cuantificar la seguridad. Estos

índices surgen en el caso que se produzca un comportamiento indeseado en el robot.

Heinzmann presenta un esquema de control que sigue diversas restricciones de seguridad predefinidas, [110]. Dichos algoritmos de control fueron aplicadas a robots manipuladores de tal forma que restringe los comandos de par a valores que se adaptan a las estrategias de seguridad.

3.4.3. Mecanismos para reducir el riesgo

Con el propósito de incrementar la seguridad, todos los aspectos implicados en el diseño del dispositivo robótico, tales como mecánica, electrónica y software, deben ser considerados. Por ejemplo, en el diseño mecánico la eliminación de bordes afilados puede reducir el riesgo de laceraciones.

Así mismo, la principal solución para reducir la severidad de posibles impactos es mediante un diseño mecánico que reduzca la inercia y el peso del dispositivo robótico (en su extremo móvil o funcional) mediante la utilización de materiales livianos pero rígidos, complementado con la presencia de componentes adecuados en la estructura. Este último aspecto podría ser implementado con la inclusión en el punto de contacto, de recubrimientos blandos con materiales visco-elásticos.

Una adecuada fusión de la información proveniente de múltiples sensores podría ayudar a proporcionar una descripción coherente y fiable del entorno que rodea el robot. En general, para esta tarea es requerido integrar la información sensorial basada solamente en modelos aproximados del entorno.

La fusión de datos es particularmente importante cuando se supervisa contactos, es decir, para seleccionar parámetros de impedancia o para determinar los “puntos de control” más peligrosos que podría tener el robot, con el objetivo de comandarlo en una forma segura. Esta última acción con mas alta prioridad.

Los conceptos de seguridad tradicionalmente se han basado en tres reglas, [111]:

- a) Redundancia en los sensores y en el control.
- b) Componentes intrínsecamente seguros, es decir, que en caso de fallo, den lugar a una situación de “fallo seguro”.
- c) Fiabilidad en el diseño.

Al introducir redundancia se disminuye la probabilidad de fallo. Sin embargo, implica duplicar componentes, tanto mecánicos como de control en el software. La redundancia presenta tres inconvenientes principales: aumenta el coste, aumenta la complejidad del sistema y aumenta el número de componentes. Esto en consecuencia compromete la fiabilidad. Se hace necesario por tanto, encontrar para cada caso el equilibrio entre redundancia y complejidad.

Entre las estrategias que se mencionan en la literatura se pueden encontrar diversas aproximaciones, que han de ser tenidas en cuenta desde la propia fase del diseño tales como:

- a) Una breve concepción cinemática, que tenga en cuenta las dimensiones y el rango de cada eslabón. Así mismo, la elección de los GdL al número imprescindible para la ejecución de las tareas, o bien dar lugar a redundancia. Para la resolución de la cinemática inversa y directa, se ha de procurar evitar los métodos de resolución numérica o por aproximación polinomial y usar preferentemente los analíticos. Se ha de rechazar, en lo posible, realizar trayectorias en la que se atraviesen puntos singulares.
- b) Elección de velocidad y aceleraciones moderadas en la ejecución de los movimientos.

- c) Empleo de amortiguadores (“*dampers*”) o sensores de contacto.
- d) Empleo de estructuras y materiales elásticos o viscoelásticos.
- e) Acotación de la potencia de los actuadores, tanto en su diseño, optimizando su tamaño a los requisitos de la tarea y evitando sobredimensiones; y en el control, limitándolo en los controladores mediante supervisión del consumo de corriente y la potencia de los motores.
- f) Uso de reductoras reversibles o limitadores mecánicos de par mediante embragues calibrados para no sobrepasar determinado par. De esta forma aunque el motor siga girando, el movimiento no se transmite al eje de salida. Estos mecanismos minimizan el riesgo de que el usuario quede atrapado por el dispositivo robótico.
- g) Empleo de frenos de seguridad que eviten el desplome del robot en caso de pérdida de alimentación. Existen distintas alternativas al empleo de frenos: compensación de gravedad mediante contrapesos pasivos o utilización de transmisiones mecánicas totalmente irreversibles, si bien esta última no es intrínsecamente segura.
- h) Empleo de componentes intrínsecamente seguros. Por ejemplo, en el circuito de control de los frenos, en caso de que se interrumpa la alimentación se ha de bloquear los frenos.
- i) Redundancia en los sensores propioceptivos, mediante la utilización de un sensor absoluto por cada eje, (encoder absoluto, potenciómetro), o una combinación de dos sensores relativos, (en el motor y en el eje de salida).
- j) Eliminar el riesgo de torsión de cables (y su consiguiente rotura), mediante el guiado de éstos a través de la estructura, y el uso de contactos rotativos para conectar distintos eslabones.

- k) En cuanto a la programación, conviene implementar arquitecturas de control que permitan atender en tiempo real los procesos críticos del sistema, tales como control de ejes o la atención a aspectos de seguridad, etc.
- l) Monitorización del sistema mediante el empleo de técnicas de realimentación visual y voz. Se tiene una monitorización de la interacción próxima entre el usuario y el robot. El sistema avisa al usuario, ante situaciones de peligro, mediante mensajes de voz. El usuario rectifica las órdenes, para evitar colisiones.

En el software también son aplicables mecanismos del tipo “interruptor de hombre muerto” (*dead man switch*). Se utiliza un pulsador que habilita el movimiento del robot, de forma que la liberación del mismo provoca la inmediata parada del robot. También, es recomendable implementar *watchdogs* (o temporizadores de “perro guardián”) para detectar y poder actuar en caso que el software de control deje de responder durante determinado tiempo.

El empleo de arquitecturas de control distribuidas en el dispositivo robótico permite aprovechar de forma más eficiente los mecanismos intrínsecos de seguridad, que implementan los propios controladores de cada eje. Entre estos mecanismos están el establecimiento de límites programados, la reducción del espacio de trabajo, la habilitación de movimiento (señal presente en muchos amplificadores). En muchos controladores es posible realizar una monitorización del error de seguimiento, detener el eje y generar una interrupción al proceso de control.

Los esfuerzos han de dirigirse a encontrar el punto de equilibrio óptimo entre un comportamiento seguro y un rendimiento adecuado. Ciertas estrategias de seguridad implican una disminución de las prestaciones del robot. Por ejemplo, limitar la velocidad supone la ralentización en la ejecución de cualquier tarea al aumentarse el tiempo que tarda en completarla.

3.4.4. Seguridad implementada en el sistema

Se consideraron diversos aspectos de seguridad, teniendo en cuenta las regulaciones internacionales sobre seguridad, tal como se presentó anteriormente, cuando existen dispositivos robóticos y electrónicos que están acoplados directamente a una persona. Para el caso de los dispositivos electrónicos, es imprescindible el aislamiento eléctrico del sistema, de forma que no exista una conexión directa a tierra entre la persona y los equipos eléctricos que adquieren las señales.

Por otro lado, también existe un acoplamiento mecánico entre la persona y el dispositivo robótico. Así, los aspectos concernientes a limitación de la fuerza que puede ejercer el dispositivo deben tenerse en cuenta en la interacción. Las siguientes secciones describen las aproximaciones seguidas e implementadas en la plataforma experimental.

3.4.4.1. Aislamiento eléctrico

No es conveniente que exista una conexión eléctrica entre una persona y un dispositivo que está alimentado mediante la red eléctrica, debido a que en caso de fallo en el dispositivo la persona puede exponerse a voltajes peligrosos y corrientes que pueden ocasionar lesiones mortales. Del mismo modo, cualquier voltaje parásito inducido en el cuerpo de la persona puede generar corrientes de fuga desde el cuerpo, a través del instrumento, a tierra.

La principal fuente de corrientes de fuga que pueden circular a través del cuerpo proviene de los voltajes inducidos en el cuerpo, debido a que éste se comporta como una antena cuando se expone a ruido eléctrico y a radiación electromagnética en el entorno.

Dichas corrientes de fuga pueden contaminar la información de las señales bioeléctricas captadas, tales como las provenientes de la actividad eléctrica cerebral y

muscular. Dichas señales se encuentran en el rango de los microvoltios y milivoltios. En este sentido, es recomendable reducir al mínimo la intensidad de las corrientes de fuga que puedan ocasionarse al nivel de décimas de microamperios. El aislamiento es necesario por seguridad y recomendable por cuestiones de ruido.

De esta forma se ha implementado un aislamiento eléctrico entre la persona y todos los dispositivos que están conectados a tierra. Este aislamiento galvánico se ha implementado mediante la utilización de amplificadores de aislamiento (ISO-124 de *Burr-Brown*). Estos amplificadores proporcionan ganancia unitaria, amplio ancho de banda y tanto las secciones de entrada como de salida están aisladas entre sí mediante una barrera capacitiva. La figura 3.8 proporciona un esquema del amplificador utilizado.

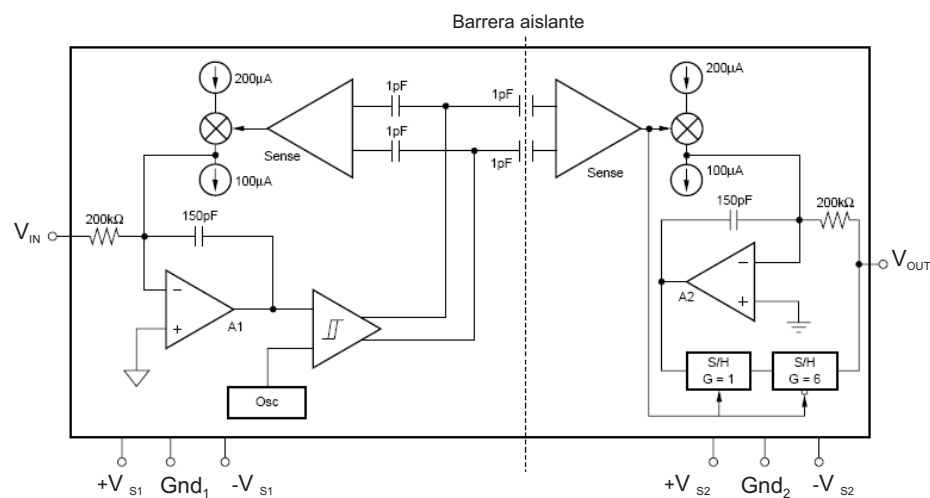


Figura 3.8: Esquema del amplificador de aislamiento ISO-124 de *Burr-Brown*.

La sección de entrada está alimentada mediante baterías que, además, alimentan el módulo de medición de EMG. La sección de salida está alimentada mediante la fuente de voltaje que proporciona potencia a la unidad de control y el resto de dispositivos de la plataforma.

3.4.4.2. Seguridad mecánica y de control

Varios sistemas de seguridad redundantes han sido implementados en el dispositivo robótico. Los segmentos del exoesqueleto están restringidos para moverse en el rango fisiológico de movimientos del miembro superior. Adicionalmente a estos topes físicos, existe un botón de seguridad que puede ser presionado durante la operación del dispositivo para interrumpir la energía proporcionada a los actuadores del exoesqueleto.

Otros aspectos de seguridad también se han implementado en los algoritmos de control, de tal forma que, por ejemplo, se limita la corriente proporcionada a los actuadores si se alcanza la máxima velocidad durante más de un lapso de tiempo dado.

3.5. Control del Exoesqueleto Robótico

Inicialmente se presenta una revisión de los esquemas control utilizados en este tipo de dispositivos robóticos. Luego se presentarán las estrategias implementadas en el exoesqueleto del sistema para la configuración de los experimentos.

3.5.1. Revisión de esquemas de control

En la interacción humano-robot, uno de los aspectos más relevantes es la fuerza aplicada entre ambos. Considerando la fuerza como la variable a controlar, un esquema intuitivo de control es la utilización de una fuerza de referencia que es comparada con la fuerza aplicada (véase figura 3.9, medio). Existe una limitación importante para la aplicación de este tipo de controlador: solamente puede ser aplicado a partir del momento en que existe un contacto efectivo entre el robot y su entorno. La utilización de este controlador se restringe a aplicaciones muy específicas y con condiciones controladas.

Una forma de evitar esta limitación es utilizando un control de posición en el

espacio libre y una vez que se verifica el contacto cambiar para un controlador de fuerza, es decir utilizar un esquema de control híbrido. En el control híbrido, se controla la fuerza en algunas direcciones del dispositivo robótico y la posición de las direcciones complementarias (véase figura 3.9, abajo).

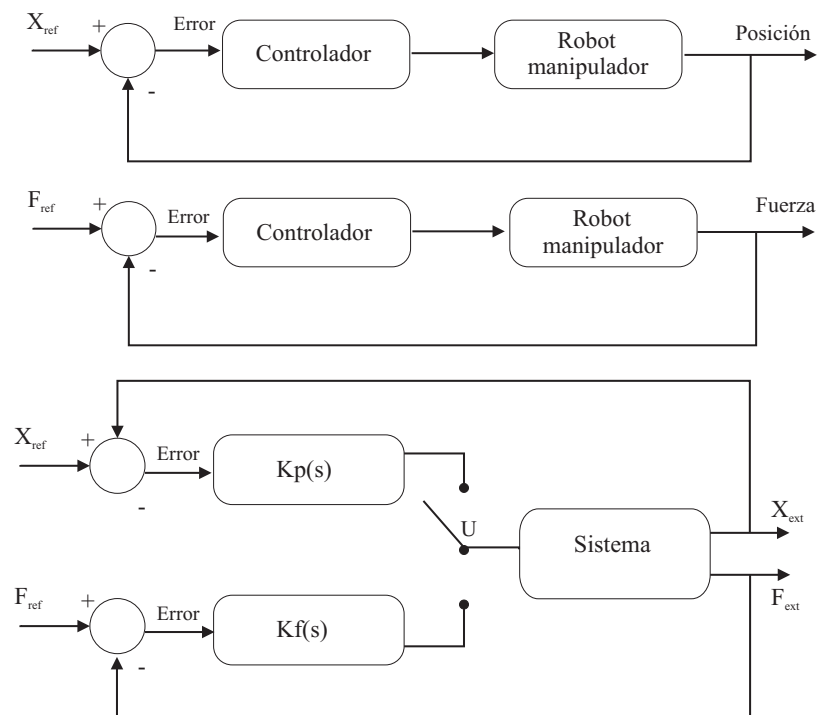


Figura 3.9: Esquemáticos del control de posición (arriba), fuerza/par (medio) e híbrido (abajo).

En la interacción humano–exoesqueleto existe un acoplamiento físico directo entre los actores. En la literatura, uno de los esquemas para aproximar el problema de la interacción y manipulación de una persona y un dispositivo robótico es mediante el control de impedancia, [78]. El control de impedancia se basa en el ajuste activo de la impedancia mecánica del sistema, es decir, de la relación entre la fuerza, la posición y las derivadas de ésta (véase figura 3.10). La idea básica de esta aproximación es tener un sistema de control en lazo cerrado cuya dinámica pueda ser matemáticamente descrita por la siguiente ecuación, [78]:

$$F = M(\ddot{q} - \ddot{q}_0) + B(\dot{q} - \dot{q}_0) + K(q - q_0), \quad (3.1)$$

donde M , B , K representan la inercia, amortiguación y rigidez del sistema acoplado, respectivamente.

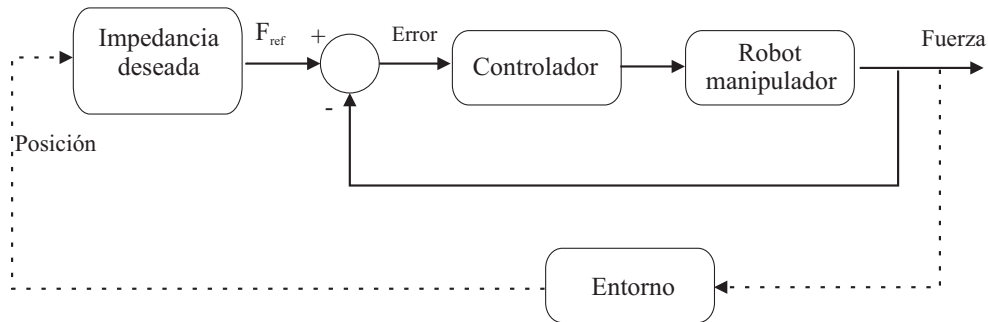


Figura 3.10: Esquema del control de impedancia.

La inercia, amortiguación y rigidez pueden ser ajustadas por el sistema de control de acuerdo a los objetivos que se persiguen (la impedancia puede variar en una forma no lineal y acoplada). La interacción entre la persona y el robot entonces produce un balance dinámico entre los dos “sistemas”, [95]. La técnica del control de impedancia usa realimentación de fuerza/par para conseguir que la impedancia presentada dependa exclusivamente del controlador y por lo tanto pueda ser ajustada externamente. Como casos particulares se encuentran las técnicas de control de rigidez y control de amortiguamiento.

3.5.2. Estrategias de control de exoesqueletos en la literatura

En el área de la robótica, la aproximación más utilizada para realizar el control de la interacción entre la persona y el robot es el control de impedancia, [94]. Los principios básicos y principales consideraciones sobre el control de impedancia han sido establecidos en el trabajo de Hogan, [78]. En su artículo, Hogan estudió las condiciones de causalidad en la interacción dinámica entre un manipulador y el

entorno. Además, utilizó el concepto de impedancia mecánica para modelar el comportamiento dinámico del sistema músculo-esquelético.

El problema de diseño de controladores para exoesqueletos robóticos puede ser abordado como el que surge en un escenario de dos sistemas dinámicos interactuando (persona y exoesqueleto). Esto ha sido formulado en la literatura como, [112]:

$$\|Z_c(j\omega) - Z_t(j\omega)\| < \epsilon \quad \text{for } \omega < \omega_b, \quad (3.2)$$

donde $Z_c(j\omega)$ es la impedancia en lazo cerrado, $Z_t(j\omega)$ es la impedancia objetivo, ϵ es un número arbitrario pequeño, y ω_b es el ancho de banda deseado (tanto $Z_c(j\omega)$ como $Z_t(j\omega)$ deben poseer dicho ancho de banda).

Según la aplicación que se requiera, los requerimientos y funcionalidad del controlador varían, [95, 113]. Es decir, se debe definir una impedancia objetivo $Z_t(j\omega)$ para cada aplicación. En las próximas secciones se presentan los requerimientos para las principales aplicaciones de los exoesqueletos robóticos.

3.5.2.1. Rehabilitación y entrenamiento motor.

Para aplicaciones de rehabilitación, el exoesqueleto permite asistir en una variedad de terapias tanto activas como pasivas. Para ejemplificar el esquema de control en este tipo de aplicaciones, la figura 3.11 presenta la estrategia, basada en control de impedancia, para comandar un exoesqueleto destinado a adaptación motora, [3].

3.5.2.2. Amplificación de potencia y compensación funcional.

En este contexto, el dispositivo debe identificar la intención del usuario, analizar la información en tiempo real y computar la potencia mecánica que se requiere generar en el instante correcto. Como resultado, la persona proporciona señales de control al exoesqueleto, mientras el dispositivo genera potencia mecánica para realizar una tarea particular. Como ejemplo, la figura 3.12 muestra la estrategia de

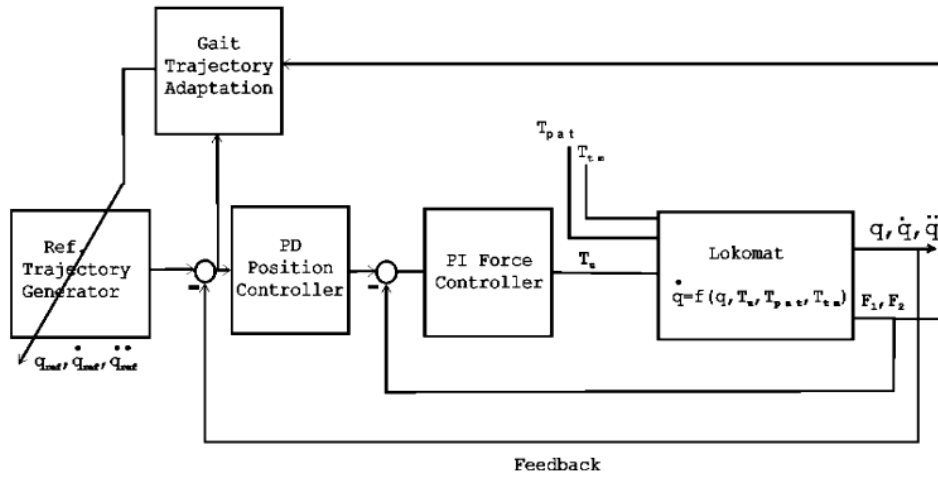


Figura 3.11: Esquema de bloques del algoritmo basado en control de impedancia, para la adaptación a patrones de marcha específicos, [3].

control implementada en un exoesqueleto para supresión de temblor patológico, [4]. La estrategia se basa en un control de impedancia.

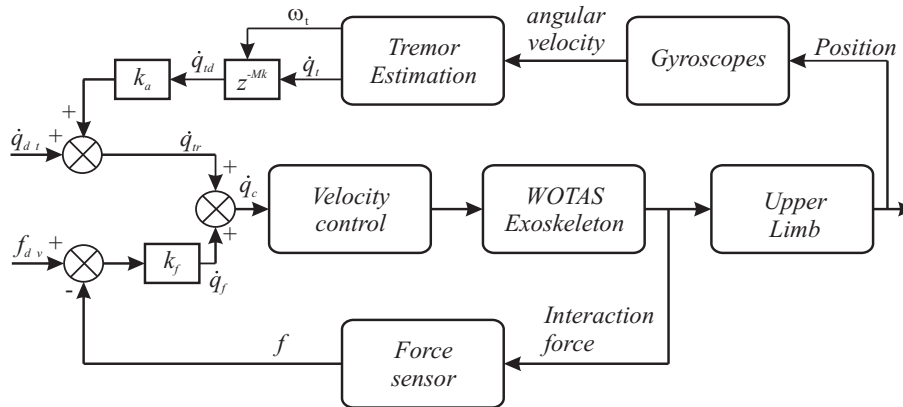


Figura 3.12: Estrategia de control *feedforward* para supresión de temblor, [4].

3.5.2.3. Telemanipulación e interfaz háptica.

En esta configuración, un exoesqueleto robótico actúa como un dispositivo maestro en un sistema de teleoperación o para reproducir un entorno virtual. De esta forma, el dispositivo permite al operador controlar un escenario remoto o virtual. Al mismo tiempo, las fuerzas de interacción son reflejados al exoesqueleto y apli-

cados por el dispositivo al brazo del usuario. En la literatura, una de los esquemas mas adoptados para esta aplicación es el control de impedancia. Para ejemplificar, la figura 3.13 despliega una estrategia de control basado en control de admitancia, para implementarlo en un exoesqueleto como una interfaz háptica.

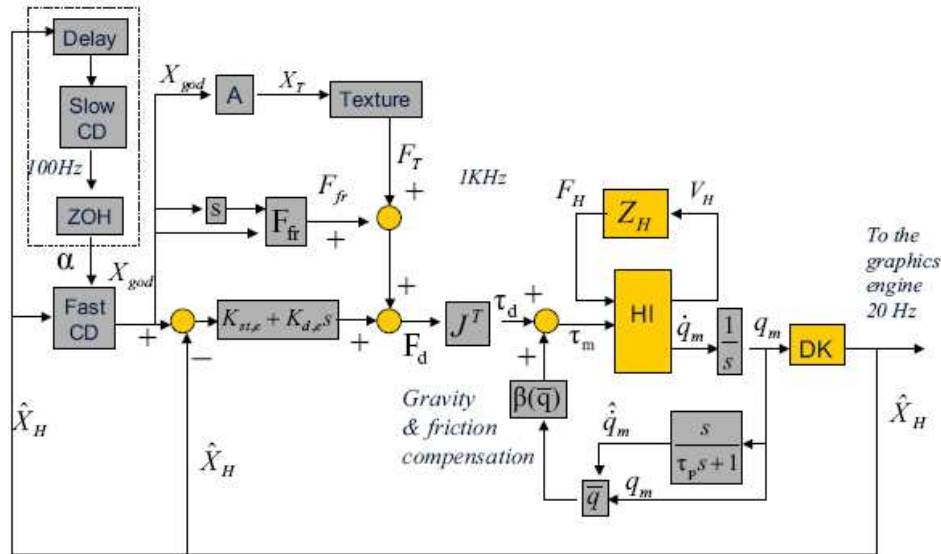


Figura 3.13: Estrategia de control para una interfaz háptica, [5].

3.5.2.4. Estudios del sistema de control motor humano.

En este ámbito de aplicación, el exoesqueleto robótico puede aplicar una serie de campos de fuerza programadas. Para esta aplicación particular, las estrategias de control deben minimizar los efectos de interferencia de compensación gravitacional, compensación de pares centrífugos y compensación de pares de Coriolis.

3.5.3. Estrategias de control implementadas

Las siguientes secciones describen detalladamente las estrategias de control implementadas en el dispositivo robótico. En la primera estrategia, el control de impedancia será utilizado para regular la interacción entre el exoesqueleto y el usuario. La segunda estrategia de control está formada por un lazo de control de par, con el

objetivo de aplicar campos de fuerza preestablecidos y perturbaciones de par, sobre el miembro superior del usuario.

3.5.3.1. Modificación de parámetros de impedancia

El exoesqueleto robótico utiliza una estrategia de control, cuyo objetivo es ajustar la impedancia que ofrece el exoesqueleto robótico al miembro superior. En este esquema de control se debe incluir un lazo de realimentación de posición, que para el dispositivo robótico es medido utilizando los giroscopios y potenciómetros, en un esquema como el presentado en la figura 3.14.

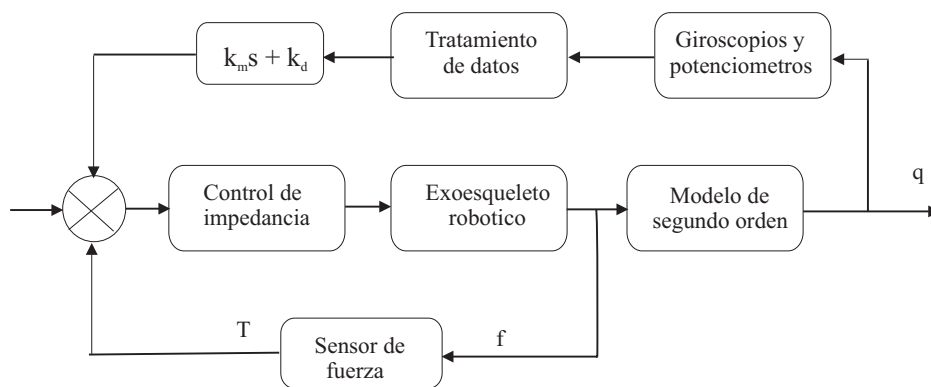


Figura 3.14: Esquema de control del dispositivo robótico, que utiliza un control de impedancia.

El comportamiento dinámico del miembro superior y las articulaciones que lo conforman se puede modelar como una impedancia mecánica. Ésta integra una inercia, una amortiguación, y una rigidez, tres componentes básicos que relacionan la fuerza a la aceleración, la velocidad y la posición, respectivamente, [77, 114].

De esta forma, en la interacción se tiene un modelo persona-robot en lazo cerrado, tal como se observa en la figura 3.15, [115]. La planta posee una inercia I , un amortiguamiento C y una rigidez K , que representan las propiedades combinadas del miembro superior humano y el dispositivo robótico.

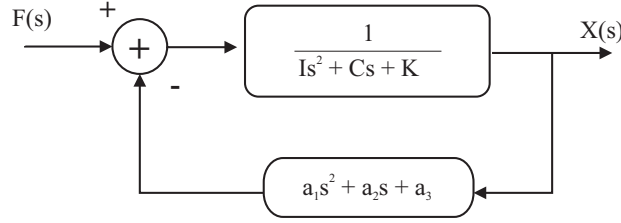


Figura 3.15: Esquema de control en lazo cerrado del sistema persona-robot, donde se combinan las propiedades dinámicas del miembro superior y el exoesqueleto.

La realimentación negativa de segundo orden es implementada por el exoesqueleto, de forma que los coeficientes a_1 , a_2 y a_3 modulan la inercia, amortiguación y rigidez efectiva del sistema total en lazo cerrado.

En este esquema de lazo cerrado, el objetivo es alterar la impedancia aparente del miembro superior mediante la modulación de los parámetros del sistema. Bajo este régimen de control, el exoesqueleto desplegará una impedancia mecánica virtual de nuestra selección. Los parámetros de la impedancia virtual del exoesqueleto, $Z_e(s)$, consisten de un momento de inercia I_e , un amortiguamiento b_e , y una rigidez k_e . De esta forma, se puede definir la impedancia virtual del exoesqueleto como:

$$Z_e(s) = I_e(s) + b_e + \frac{k_e}{s} \quad (3.3)$$

De otro lado, la impedancia de la articulación humana, $Z_h(s)$, se caracteriza por un momento de inercia I_h , una amortiguación b_h , y una rigidez k_h .

$$Z_h(s) = I_h(s) + b_h + \frac{k_h}{s} \quad (3.4)$$

La figura 3.16 muestra el sistema acoplado formado por la impedancia virtual del exoesqueleto y la articulación. En este esquema, se asume que al acoplamiento entre el exoesqueleto y la persona es rígido. El término τ_p representa el par neto ejercido por el exoesqueleto sobre el miembro superior en el puerto de interacción p ; τ_h es el par muscular neto sobre el exoesqueleto.

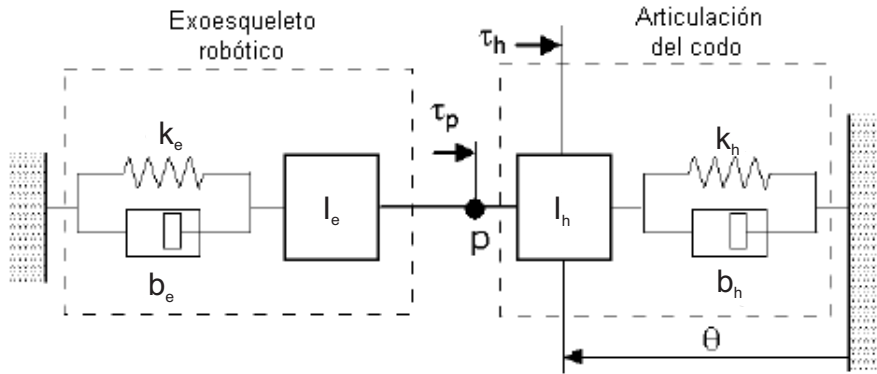


Figura 3.16: Acoplamiento del sistema articulación–exoesqueleto, donde se combinan las propiedades dinámicas de la impedancia del codo y el exoesqueleto robótico.

La ecuación 3.5 representa la modificación generalizada de los parámetros de impedancia del segmento del miembro superior mediante el exoesqueleto. Ésta sugiere que existe un amplio rango de posibilidades para modificar la relación entre la velocidad angular, ω , y el par muscular neto, τ_h , seleccionando los parámetros apropiados de la impedancia virtual del exoesqueleto, es decir, I_e , b_e , y k_e .

$$\left[(I_h + I_e)s + (b_h + b_e) + (k_h + k_e)\frac{1}{s} \right] \cdot \omega = \tau_h \quad (3.5)$$

La interacción real entre el miembro superior y el exoesqueleto es mucho más complejo que el modelo lineal descrito por la ecuación 3.5. Las propiedades pasivas de impedancia del sistema músculo-esquelético varían en forma no lineal con el estado cinemático del cuerpo. De otro lado, las personas usan la modulación (mediante co-contracción) de impedancia cuando se interacciona con fuerzas externas desconocidas.

3.5.3.2. Generación y aplicación de perturbaciones de par

Se ha utilizado el exoesqueleto para imponer perturbaciones mecánicas de par en un ancho de banda definido y para medir el movimiento resultante. Las perturbaciones mecánicas se han implementado con señales pseudo-aleatorias. Estas perturbaciones evitan reacciones voluntarias del sujeto y permiten una estimación

eficiente de la dinámica usando pruebas experimentales de corta duración.

La estrategia de control está formada por un lazo de control de par (véase la figura 3.17). La consigna (*setpoint*) del lazo de control está generada a partir de ruido blanco limitado en banda, y filtrado a una frecuencia de 10 Hz. Se ha utilizado un filtro pasa-bajas Butterworth de cuarto orden.

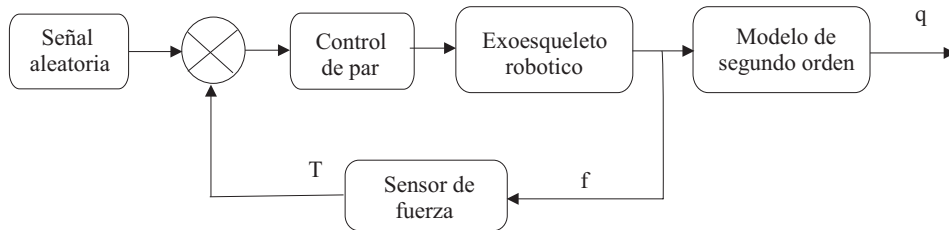


Figura 3.17: Esquema de control del dispositivo robótico para aplicar perturbaciones mecánicas, que utiliza un control de par.

El uso de entradas pseudo-aleatorias posee ventajas sobre otros tipos de perturbaciones. Teniendo en cuenta su naturaleza impredecible para las personas, minimizan el problema de intervención voluntaria.

3.6. Validación Experimental del Sistema

Se han llevado a cabo diversas pruebas experimentales para medir y cuantificar la respuesta dinámica del sistema para diferentes condiciones operativas. Las siguientes secciones presentan las evaluaciones realizadas.

3.6.1. Evaluación del lazo de realimentación de fuerza

Para evaluar el comportamiento del sistema en el seguimiento de perfiles de fuerza, se programó en el controlador del exoesqueleto diferentes consignas dinámicas de fuerza que obedecen a la siguiente ecuación, [4]:

$$\tau_d = A \cdot \sin(2\pi ft) \quad (3.6)$$

Fueron programados diferentes valores de frecuencia, f , desde 1 hasta 9 Hz. De esta manera se evaluó el funcionamiento de los algoritmos en el seguimiento de consignas a diferentes frecuencias. Además, se definió una consigna de fuerza con una amplitud (A) de 1 N.m.

En el estudio se evaluó la acción del lazo de control prealimentado. De esta manera, se compararon los resultados de dos controladores, uno sin el lazo de control prealimentado (CP) y otro con lazo de control prealimentado (CPF). Los resultados son ilustrados en la figura 3.18. Esta figura muestra la consigna y la respuesta de cada controlador implementado (lado izquierdo en la figura). Además, se ilustra el error de seguimiento del perfil de fuerza de cada controlador (lado derecho en la figura).

En la figura se puede apreciar cómo la respuesta de los algoritmos difiere bastante, principalmente con el aumento de la frecuencia de la señal de referencia. Para los perfiles de fuerza de hasta 1 Hz se puede verificar que ambos controladores presentan una excelente respuesta con un error de fase casi imperceptible, cerca de 2 grados y un error de amplitud siempre inferior a 1.5 %. Para perfiles de fuerza de hasta 3 Hz el error en el seguimiento de la fuerza no es tan grande para los dos controladores evaluados, aún así se puede percibir que el controlador con acción anticipativa presenta una mejor respuesta. Sin embargo, al aumentar la frecuencia de la señal de referencia a 6 Hz (figura 3.18, c) se nota el deterioro en el funcionamiento de ambos controladores, especialmente en el controlador CP.

Estos resultados demuestran que el lazo prealimentado del controlador mejora notablemente su funcionamiento, permitiendo la aplicación de consignas dinámicas de fuerza de hasta 6 ~ 8 Hz con un error relativamente bajo. En la literatura

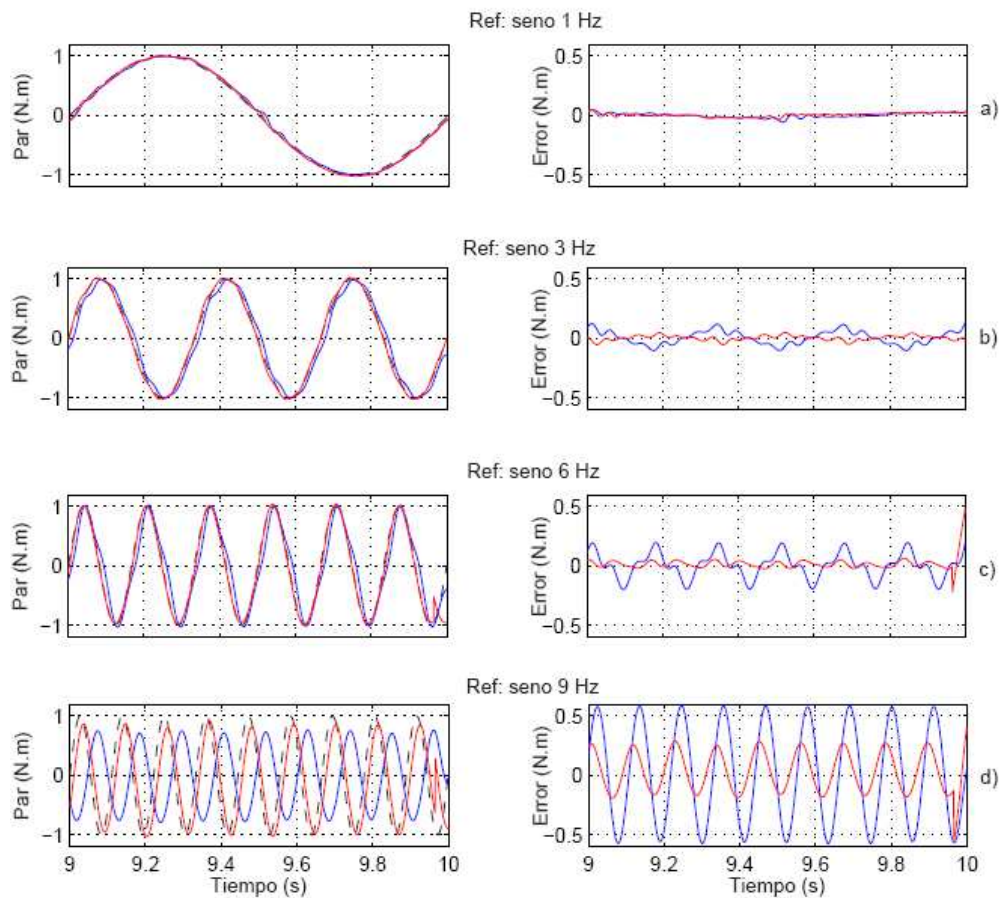


Figura 3.18: Respuesta de los dos controladores de fuerza, CF (azul) y CPF (rojo), frente a perfiles de fuerza dinámicos a diferentes frecuencias. a) 1Hz, b) 3Hz, c) 6Hz, d) 9Hz.

se ha cuantificado las componentes de frecuencia predominantes en actividades de la vida diaria (ADLs), y han obtenido magnitudes en torno a 1 Hz con un 75 % de la energía espectral a menos de 5 Hz, [116]. Así pues, el controlador diseñado y presentado en esta sección posee una rapidez de respuesta y una precisión adecuadas para su utilización en un exoesqueleto robótico.

3.6.2. Aplicación de perfiles de fuerza/par

Para la validación de los pares generados por el exoesqueleto, se han programado una serie de perfiles de fuerza a ser aplicados por el dispositivo. Posteriormente, se correlacionó el perfil generado y el aplicado por el exoesqueleto, mediante la medición

de las variables cinemáticas y cinéticas. Tres condiciones han sido consideradas como perfiles de fuerza:

- Aceleración y desaceleración de una carga inercial.
- Movimiento con una carga viscosa.
- Movimiento con una carga elástica.

Por lo tanto, el dispositivo robótico debe generar una resistencia al movimiento dependiente de la aceleración (carga inercial), la velocidad (carga viscosa) y la posición (carga elástica). Los pares, indicados por el vector τ , fueron computados como una función de las variables cinemáticas asociadas al movimiento angular de la articulación del codo, de acuerdo con las siguientes ecuaciones:

$$\tau_1 = K \cdot (\theta(t) - \theta_0) \quad (3.7)$$

$$\tau_2 = B \cdot \dot{\theta}(t) \quad (3.8)$$

$$\tau_3 = I \cdot \ddot{\theta}(t) \quad (3.9)$$

donde $\theta(t)$, $\dot{\theta}(t)$ y $\ddot{\theta}(t)$ representan los vectores del desplazamiento, la velocidad y la aceleración angular de la articulación, respectivamente; θ_0 es un punto de equilibrio de acuerdo a la posición angular; K , B e I son vectores (constantes) que representan cargas elásticas, viscosas e inerciales, respectivamente, del perfil de fuerzas impuesto en la articulación del codo.

Para los experimentos de evaluación, el sujeto que utilizó el exoesqueleto realizó movimientos rítmicos al nivel del codo. En cada una de las pruebas una resistencia al movimiento se aplicó de acuerdo con las ecuaciones 3.3, 3.4 y 3.5. Las variables

de par, posición, velocidad y aceleración se adquirieron a 1 kHz.

En la figura 3.19 se presentan los datos experimentales entre el par aplicado (señal sólida en azul) y su correspondiente parámetro cinemático (señal discontinua en verde). También, se muestran las magnitudes de los pares aplicados.

El retardo observado en la figura 3.19 para cada uno de los pares aplicados y la cinemática correspondiente, es debido a los filtros pasa-bajas en los algoritmos de control y el filtrado impuesto por el miembro superior humano (músculos, piel, tejido blando, etc).

De los resultados obtenidos bajo estas condiciones operativas se refleja la capacidad del dispositivo para reproducir diversos entornos dinámicos (viscosidad, elasticidad, cargas inerciales).

3.6.3. Aplicación de perturbaciones mecánicas de par

Las fuerzas de perturbación deben generar desplazamientos pequeños, con el objetivo de no alterar la dinámica del sistema. Al mismo tiempo, deben poseer un gran contenido de frecuencias para realizar pruebas experimentales de corta duración.

Se realizaron varios experimentos para determinar el par real aplicado por el exoesqueleto robótico, en el caso que dicho par corresponde a una perturbación pseudo-aleatoria con un amplio rango de frecuencias. La figura 3.20 (arriba) representa el par aplicado por el dispositivo en una ventana de tiempo determinada. Además, se presenta la densidad espectral de potencia (figura 3.20, abajo) de la señal adquirida.

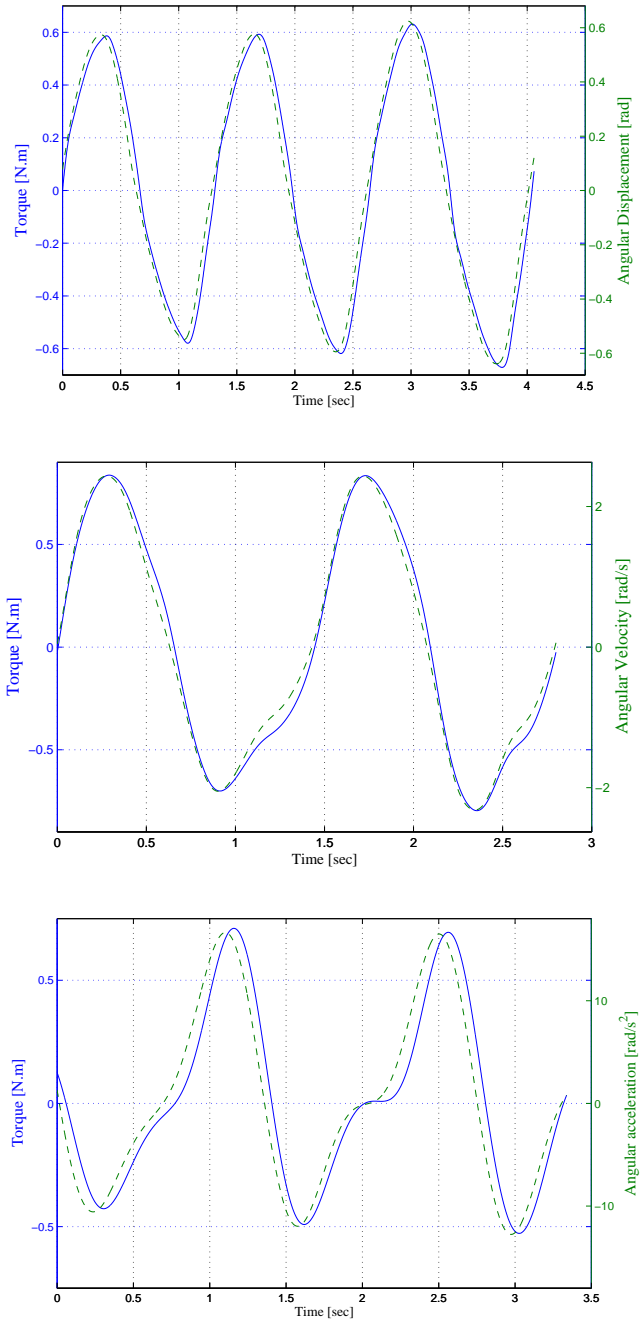


Figura 3.19: Perfiles de par τ_1 , τ_2 y τ_3 (señales en azul), aplicados por el exoesqueleto de acuerdo al desplazamiento, velocidad y aceleración angular (señales en verde). Las magnitudes fueron: $K=1 \text{ N.m/rad}$, $B=0.3 \text{ N.m.s/rad}$ e $I=0.04 \text{ N.m.s}^2/\text{rad}$.

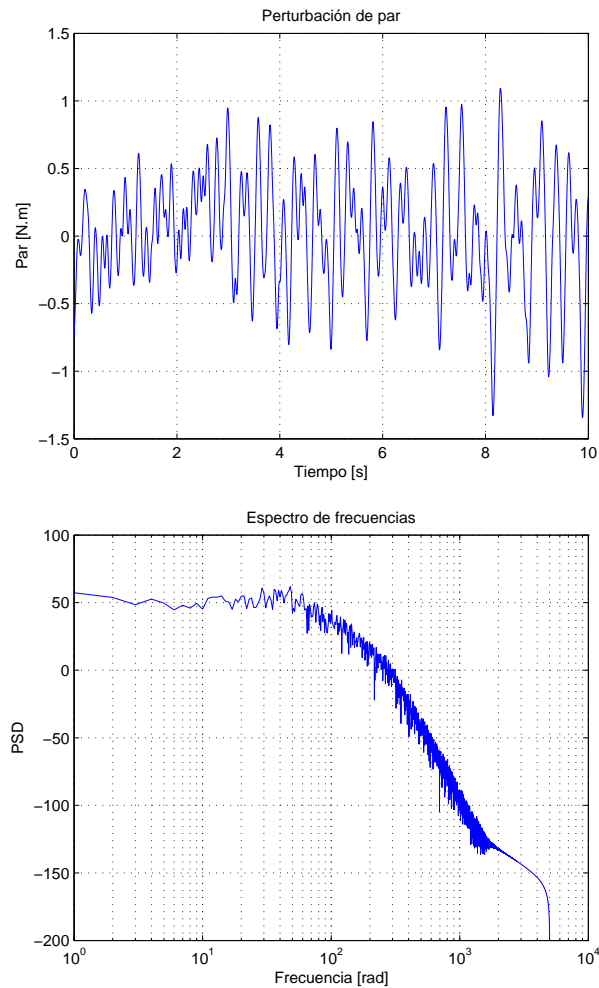


Figura 3.20: Señal pseudo-aleatoria para perturbación mecánica de par. Arriba: par aplicado en una ventana de 10 s. Abajo: Contenido de frecuencias de la señal.

Los resultados obtenidos en este caso, permiten cuantificar los niveles de amplitud y frecuencia del par aplicado por el dispositivo. Estos niveles se encuentran dentro de los requeridos para la aplicación de validación que se presentará en los próximos capítulos.

3.7. Conclusiones del Capítulo

La plataforma que se ha implementado, descrita en este capítulo, presenta un esquema multimodal ya que implementa diferentes acciones para: 1) medir, 2) actuar/perturbar al sujeto y 3) estimular al sujeto. Las mediciones son también multimodales mediante la adquisición simultánea de información que abarca desde variables biomecánicas a bioeléctricas.

Se ha presentado la implementación y características que proporcionan cada uno de los elementos que componen el sistema. El sistema utiliza el exoesqueleto robótico como dispositivo de medida y actuación. Los otros elementos del sistema, tales como la herramienta de adquisición de EMG, permiten registrar de manera simultánea, otras variables de interés asociadas al movimiento y a la actividad bioeléctrica. La unidad de control del sistema multimodal proporciona una arquitectura abierta para la depuración de aplicaciones, ya que permite ejecutar en tiempo real los algoritmos de control desarrollados previamente en Matlab. De esta manera, es posible validarlos directamente en *hardware*, sintonizar los parámetros del algoritmo y adquirir las señales del mismo.

En el capítulo se han revisado las técnicas y esquemas de control más comunes para controlar los exoesqueletos robóticos. El control de impedancia/admitancia proporciona características adecuadas para ser utilizado en el control de la interacción entre un dispositivo robótico y una persona. La técnica de control de impedancia usa realimentación de fuerza/par para conseguir que la impedancia presentada dependa exclusivamente del controlador y por lo tanto pueda ser ajustada externamente. De este modo, una de las estrategias de control implementadas para ser usadas con el exoesqueleto, se fundamenta en este esquema de control, para modificar la mecánica del movimiento del miembro superior y sus articulaciones.

La evaluación experimental del dispositivo robótico permitió comparar y validar

los pares generados y aplicados por el exoesqueleto. De esta manera, se configuró una serie de condiciones operativas para realizar seguimiento de perfiles de fuerza, para reproducir diversos entornos dinámicos y para generar fuerzas/pares de perturbación mecánicos.

Con el seguimiento de perfiles de fuerza se evaluó el lazo de realimentación de fuerza, donde se obtuvo que con la aplicación de consignas dinámicas de fuerza de hasta $6 \sim 8$ Hz se obtiene un error relativamente bajo. Con los experimentos para reproducir entornos dinámicos, el exoesqueleto generó una resistencia al movimiento dependiente de la aceleración (carga inercial), la velocidad (carga viscosa) y la posición (carga elástica), y se evaluó la aplicación del par sobre el miembro superior. De los resultados, se observó un retardo entre los pares aplicados y la cinemática correspondiente, debido a los filtros pasa-bajas en los algoritmos de control y el filtrado impuesto por el miembro superior humano (músculos, piel, tejido blando, etc). Finalmente, en los experimentos de aplicación de pares de perturbación mecánicos, se evaluó la perturbación pseudo-aleatoria aplicada directamente sobre el miembro superior y los desplazamientos generados para diferentes magnitudes de perturbación.

La característica más relevante del sistema multimodal presentado es la posibilidad de configurar experimentos mediante la utilización de un exoesqueleto robótico de miembro superior en conjunto con diversas herramientas que permiten, por ejemplo, la monitorización de la actividad bioeléctrica de la persona.

En el siguiente capítulo se utilizarán las capacidades proporcionadas por el sistema descrito para realizar una serie de estudios encaminados a determinar el comportamiento dinámico (en términos de impedancia mecánica) asociado a la articulación del codo. Además, se evaluará una relación matemática entre EMG y la viscoelasticidad de la articulación. Esta relación (EMG–impedancia) se validará con

información obtenida en experimentos a partir de perturbaciones mecánicas.

Capítulo 4

Caracterización de la Impedancia del Sistema Neuro-Muscular Humano. Simulación y Resultados.

El sistema presentado en el capítulo anterior posee un amplio ámbito de aplicación, a través de una interacción multimodal entre una persona con el exoesqueleto y un conjunto de módulos independientes. La plataforma se ha utilizado en un estudio para relacionar el comportamiento dinámico (en términos de impedancia mecánica) a nivel del codo con los patrones EMG asociados a esta articulación. En este contexto, la caracterización del sistema se ha realizado por análisis de perturbación, a través de la aplicación de perturbaciones externas y el registro de los cambios en la dinámica del sistema y los patrones eléctricos musculares (EMG). Este capítulo inicia exponiendo la importancia de tal estudio y posteriormente presenta diversas aproximaciones técnicas y analíticas para determinar la impedancia mecánica del codo, no solo mediante perturbaciones mecánicas sino también indirectamente usando información electromiográfica. Se han realizado diversas simulaciones, cuyos resultados permiten configurar los métodos experimentales y la validación de las técnicas de análisis de datos y de estimación de parámetros.

4.1. Introducción

En la literatura, se ha planteado que los movimientos voluntarios involucran la acción combinada de los músculos agonista y antagonista, que contribuyen también a regular la impedancia mecánica del brazo, [92, 117]. Particularmente, el SNC (Sistema Nervioso Central) regula de forma estable y suave, el mantenimiento de posturas y los movimientos punto a punto mediante la modulación de las propiedades viscoelásticas, es decir, la rigidez y la amortiguación de los músculos, [92].

De esta manera, la cuantificación de tales propiedades visco-elásticas y la forma en que son moduladas, proporciona información relevante en varias áreas del conocimiento.

La caracterización dinámica del brazo y de sus articulaciones puede ser abordada como un problema de “identificación de sistemas”, en el cual se aplican señales de prueba o perturbadoras sobre el sistema, se miden las señales de salida y se intenta identificar un modelo que relacione señales de entrada y salida. Existen pocos mecanismos que permitan que el comportamiento dinámico de tal sistema pueda ser estimado sin perturbaciones externas.

Algunos estudios han intentado obtener las características dinámicas del miembro superior humano y sus articulaciones siguiendo otras aproximaciones, [118, 119]. En el estudio en [119], se propone un método para estimar la dinámica del codo para movimientos pasivos, mediante la captura del movimiento con cámaras y la computación basada en un modelo cinemático.

Por otro lado, en el trabajo presentado en [118], se proponen diversos métodos para el uso de EMG para estimar la rigidez de la articulación. Así, se realizaron experimentos para registrar simultáneamente señales EMG y la rigidez de la articulación. Se propone un modelo para predecir la rigidez a partir de la información EMG.

La electromiografía superficial (sEMG) es ampliamente usada para evaluar la actividad muscular. En sEMG, se ubican electrodos sobre la superficie de la piel que reviste un músculo o grupo muscular y se mide la actividad eléctrica que producen las fibras musculares cuando éstas se contraen. Mediante sEMG se puede determinar qué músculos están activos y sus grados de actividad. También puede ser usado para estimar la fuerza o par muscular bajo determinadas condiciones, [120].

Una gran cantidad de estudios han investigado la relación entre electromiografía superficial (sEMG) y el par ejercido por una articulación, [26, 121, 122]. La desviación estándar de la señal EMG registrada está definida como la amplitud EMG. Las técnicas de la estimación de EMG varían desde tipos convencionales de procesamiento (rectificación, filtrado pasa-bajas, etc) a la adición de diferentes etapas de mejora de la relación señal-ruido. Así mismo, los trabajos en [123, 124] se encaminan a relacionar señales sEMG con la impedancia mecánica de la articulación del codo.

En este capítulo se plantea un estudio para relacionar la dinámica asociada al codo y los patrones de activación muscular¹. Dicha dinámica ha sido aproximada en términos de impedancia mecánica, que involucra elementos de rigidez, amortiguación e inercia. Así, un conjunto de simulaciones fueron realizadas en Matlab para validar el procedimiento y las técnicas experimentales. Los resultados obtenidos en las simulaciones nos proporcionan directrices para la configuración de los experimentos.

4.2. Importancia de la Impedancia Asociada al Sistema Neuro-Muscular

La caracterización de la impedancia mecánica asociada al sistema Neuro-muscular tiene posibles aplicaciones en robótica de rehabilitación y neurociencia. En las siguientes secciones se describen algunas posibles aplicaciones de este mecanismo bi-

¹Específicamente se medirán un músculo del bíceps braquial (el *biceps brachii long head*) y un músculo del tríceps braquial (el *triceps brachii long head*).

ológico.

4.2.1. Aplicaciones en bioingeniería

En Bioingeniería, el control de la impedancia mecánica posee amplia relevancia para diferentes aplicaciones. Entre éstas están neuro-rehabilitación, ortésica y protésica (véase 4.1). En neuro-rehabilitación permite la implementación de estrategias de control en dispositivos que se utilizan para la rehabilitación de personas que, por ejemplo, han padecido una apoplejía (Accidente Cerebro-Vascular o CVA), [125]. Así mismo, la estimación de la impedancia mecánica del miembro superior es conveniente para usarse en entornos clínicos, en personas con apoplejía que reciben rehabilitación robótica para los brazos paralizados, [126, 127]. En ortoprotésica permite implementar estrategias de control bio-inspiradas, [128, 129, 130, 131].

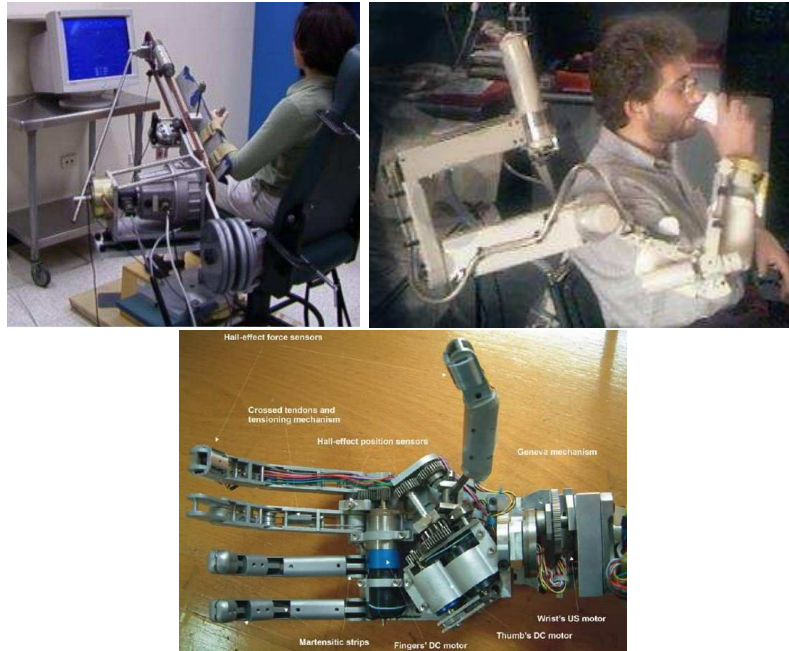


Figura 4.1: Modulación de la impedancia mecánica para aplicaciones en rehabilitación (arriba izquierda [6]), ortésica (arriba derecha [7]) y protésica (abajo).

También, permite cuantificar diversas propiedades de la modulación de la impedan-

cia que se ven afectadas por diversos trastornos y patologías. En este sentido, en [132] se presentan técnicas de identificación para caracterizar las anomalías mecánicas asociadas a la espasticidad.

4.2.2. Aplicaciones en robótica

En robótica, se han implementado diferentes estrategias de control biológicamente inspiradas para el control del movimiento de robots, [133, 134]. Como alternativa a las estrategias clásicas de control, en [133] validan sobre un brazo robótico de 8 GdL un mecanismo de control similar al control humano para regular la viscoelasticidad de todas las articulaciones del brazo robótico.

Así mismo, en robótica permite analizar cuantitativamente la interacción de las personas con su entorno, inspirando nuevas estrategias para mejorar esta interacción. En este contexto, en diversos trabajos se investigan las características de la impedancia del brazo humano en tareas cooperativas, [134, 135]. Además, se implementan estas características en un robot para realizar diversas tareas de cooperación con una persona.

4.2.3. Aplicaciones en neurociencia

La modulación de la impedancia mecánica es la base de diversas teorías en neurociencia que intentan explicar diversos aspectos del sistema de control motor humano, [25, 136, 137]. En estas teorías se expone que el SNC puede evitar los complicados cálculos que surgen en el control motor confiando en las propiedades visco-elásticas del sistema neuromuscular, los músculos y los lazos reflejos, [8]. Esta viscoelasticidad es capaz de generar fuerzas de restitución contra perturbaciones externas y puede ser considerada como una ganancia de control en la realimentación periférica, que se puede ajustar regulando el nivel de co-contracción del músculo asociado y la ganancia refleja.

La Teoría del Punto de Equilibrio ha recibido mucha atención en el control motor humano, una de las ramas de la neurociencia. Esta teoría propone que, explotando la viscoelasticidad, el cerebro puede controlar los miembros simplemente comandando una serie de posiciones de equilibrio estables alineadas a lo largo de la trayectoria del movimiento deseado, [8].

Existen varias versiones de la teoría del punto de equilibrio, entre las cuales están las versiones λ (*lambda*) y α (*alfa*). La versión λ de la teoría es la más general y expone que existe una única variable de control, λ , que puede ser establecida por el sistema nervioso central independientemente del estado cinemático actual o pasado. Aunque no existe un enlace directo de λ a una cantidad biológica medible, este parámetro generalmente se considera que corresponde a la longitud del músculo. La figura 4.2 proporciona un esquema del modelo del músculo basado en esta teoría.

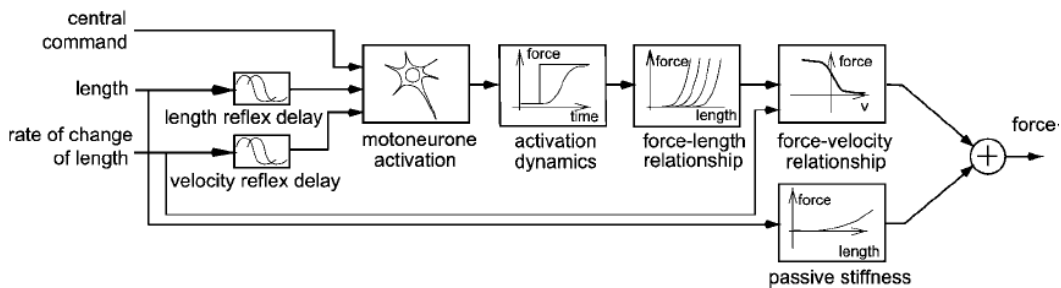


Figura 4.2: Modelo del músculo con señales de control basadas en la versión λ de la teoría del Punto de Equilibrio (Tomado de [8]).

En el modelo de la figura anterior, la fuerza del músculo depende de la diferencia entre la longitud real del músculo y una longitud umbral especificada centralmente para la activación motoneurona², λ . Igualmente, depende de la realimentación aferente asociada a la variación de la longitud y la velocidad, y los retardos de los reflejos³.

²Las motoneuronas o neuronas motora se encargan de generar y transmitir los impulsos nerviosos que provocan la contracción muscular.

³Se pueden definir los reflejos como las respuestas de naturaleza nerviosa que se producen ante un estímulo determinado.

La versión α de la teoría propone que las posiciones de equilibrio y las propiedades visco-elásticas son establecidas en lazo abierto, es decir sin la ayuda de la realimentación, [138].

El trabajo en [139] valida estrategias que emulan el control de articulaciones robóticas con el comportamiento de los músculos agonista/antagonista. Así, su salida produce un sistema mecánico que tiene similitud con los sistemas biológicos en cuanto a la modulación de la impedancia mecánica. Dicho trabajo usa la teoría del punto de equilibrio como inspiración para el control.

En años recientes, esta teoría ha suscitado diversas críticas. Por ejemplo, la teoría demanda que se incrementen las fuerzas viscoelásticas para movimientos rápidos. En este sentido, Gomi y Kawato observaron baja rigidez articular para este tipo de movimientos y rechazaron esta teoría, [35].

4.3. Modelado de la Impedancia Mecánica Asociada al Codo

En la literatura, se ha planteado que los movimientos voluntarios involucran la acción combinada de los músculos agonista y antagonista, [117]. Éstos a su vez, contribuyen también a regular la impedancia mecánica del brazo y sus articulaciones, en un modelo como el presentado en la figura 4.3.

Además, los sensores propioceptivos del músculo responden a las variaciones al desplazamiento y a la velocidad del músculo. De esta manera, la dinámica de la articulación se puede descomponer en dos componentes:

- a) Un componente intrínseco que surge de las propiedades mecánicas de la articulación, el tejido pasivo, y las fibras musculares activas.

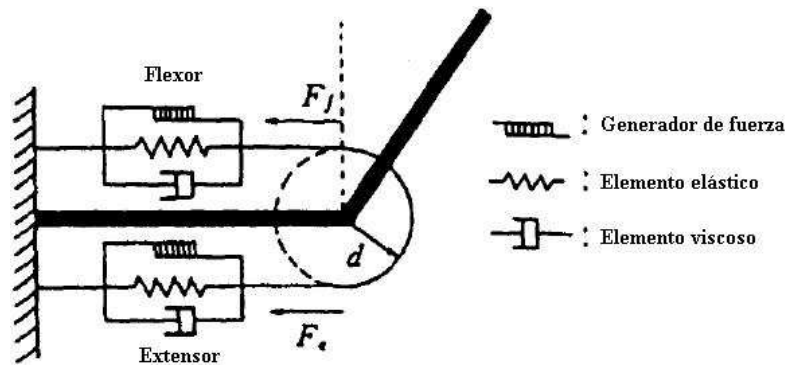


Figura 4.3: Modelo esquemático de la articulación. Músculos agonista y antagonista que actúan sobre la articulación y generan viscoelasticidad.

- b) Un componente reflejo que surge de los cambios en la activación muscular debido a las respuestas sensoriales⁴ a la extensión.

La dinámica total, y las contribuciones relativas de los componentes intrínsecos y reflejos, son modulados por el sistema nervioso para determinar: (1) los desplazamientos evocados por fuerzas externas durante control postural y (2) las fuerzas que deben ser generadas para realizar los movimientos voluntarios.

Los pares debido a los componentes intrínseco y reflejo siempre aparecen y cambian juntos. Por lo tanto, es difícil distinguir las consecuencias mecánicas causadas por la actividad refleja o por las propiedades intrínsecas de la articulación y el músculo. En la literatura han sido usados varios métodos para separar los dos componentes. Una aproximación común ha sido comparar la respuesta mecánica antes y después de eliminar los reflejos de alguna forma: las diferencias entre las respuestas son atribuidas a las contribuciones reflejas.

La figura 4.4 esquematiza un modelo del sistema neuro-muscular con control realimentado (*feedback*) y anticipado (*feedforward*). En dicho esquema, la impedancia intrínseca del sistema neuro-muscular linealizado está descrito por la función de

⁴Particularmente a sensores propioceptivos tales como los husos musculares (*muscle spindles*) y el órgano de Golgi (*Golgi tendon organ*).

transferencia de Laplace $H_a(s)$, el ángulo de la articulación por θ , el par muscular por $T_m(s)$ y el par externo por $T_e(s)$. Además, es asumido que el par muscular se genera en respuesta a un ángulo de referencia $\theta_r(s)$, por un sistema que consiste de una parte *feedforward* $H_f(s)$ y una componente *feedback* $H_b(s)$.

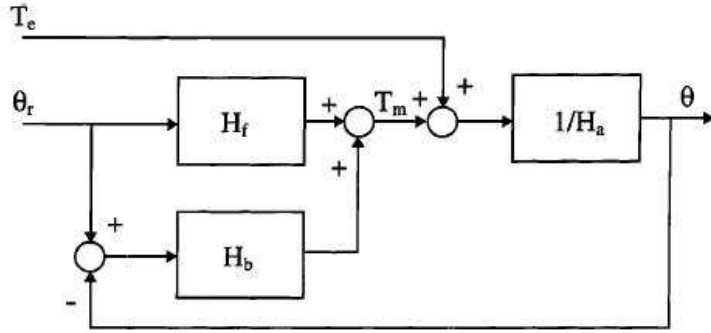


Figura 4.4: Diagrama de bloques de un esquema de control del sistema neuromuscular con control realimentado (*feedback*) y anticipado (*feedforward*).

4.3.1. Modelo matemático

Muchos estudios experimentales han derivado modelos lineales de segundo orden para describir la dinámica de la articulación, que relacionan el par y la posición angular, (véase figura 4.5), [78, 140, 141, 142]. Dichas características de la dinámica se pueden aproximar usando el siguiente modelo:

$$\tau(t) = M \frac{d^2\theta(t)}{dt^2} + C \frac{d\theta(t)}{dt} + K\theta(t) \quad (4.1)$$

donde $\tau(t)$ y $\theta(t)$ representan el par y el desplazamiento angular, respectivamente. Los parámetros M , C y K describen las magnitudes de las resistencias dependiente de la aceleración, velocidad y posición angular, respectivamente.

Los modelos lineales proporcionan descripciones que aproximan el comportamiento real de la articulación bajo ciertas condiciones. Sin embargo, las condiciones del experimento deben mantenerse aproximadamente constantes durante el experimento, teniendo en cuenta que este tipo de modelos son válidos para condiciones ope-

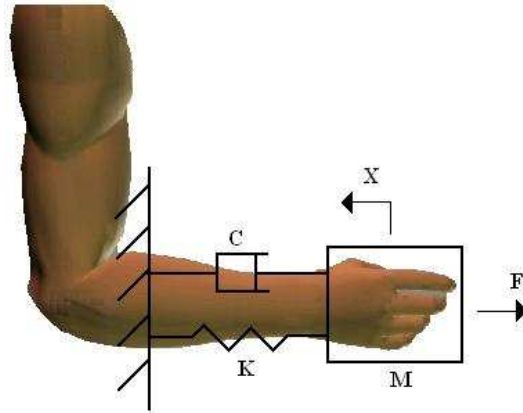


Figura 4.5: Impedancia mecánica del brazo humano como un modelo masa-amortiguador-resorte.

rativas específicas. Entre las fuentes de error en la utilización de esta aproximación están que la dinámica de la articulación es no lineal (el sistema real no es lineal, debido a que los músculos, articulaciones, sistema nervioso, etc. presentan un comportamiento no lineal) y los parámetros de la dinámica varían sustancialmente según el nivel de activación muscular y el punto operativo.

El punto operativo está definido por las condiciones específicas del experimento tales como la posición o el par medio (mantenido por el sujeto mediante realimentación). Los parámetros cambian en función del punto operativo, de modo que éste debe permanecer constante durante el ensayo, por ejemplo en postura constante o fuerza constante. Así, la dinámica de la articulación se puede generalizar con la siguiente ecuación:

$$\tau(t) = I \frac{\partial^2 \theta(t)}{\partial t^2} + B(\delta) \frac{\partial \theta(t)}{\partial t} + K(\delta) \theta(t) \quad (4.2)$$

donde δ define el punto operativo del sistema. Esta ecuación (4.2) no es válida cuando el punto operativo del sistema varía de forma considerable, [82].

Las magnitudes de las propiedades viscoelásticas de las articulaciones humanas

varían en un rango muy amplio. En el trabajo realizado por Zhang y Rymer, se cuantifican dichas magnitudes para la articulación del codo, [9]. Las figuras 4.6 y 4.7 muestran los valores obtenidos para las propiedades viscosas y elásticas, respectivamente. En su trabajo, los sujetos de ensayo aplicaron varios niveles de par en la articulación. Las diferentes líneas representadas en las figuras corresponden a los diferentes sujetos medidos.

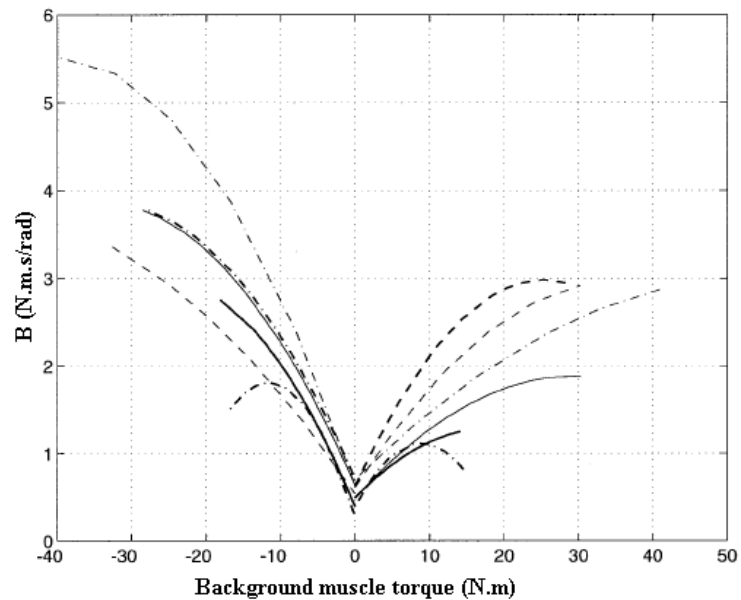


Figura 4.6: Viscosidad de la articulación del codo como una función del par muscular, [9].

Rymer utilizó en su trabajo el diagrama de bloques mostrado en la figura 4.8 como el sistema de control neuromuscular del codo, que incluye la dinámica intrínseca y las propiedades reflejas.

El modelo descrito por la ecuación 4.2 es el usado en el presente estudio para aproximar y ajustar los datos obtenidos experimentalmente para la articulación del codo, debido a que aproxima razonablemente las propiedades mecánicas dominantes de la articulación.

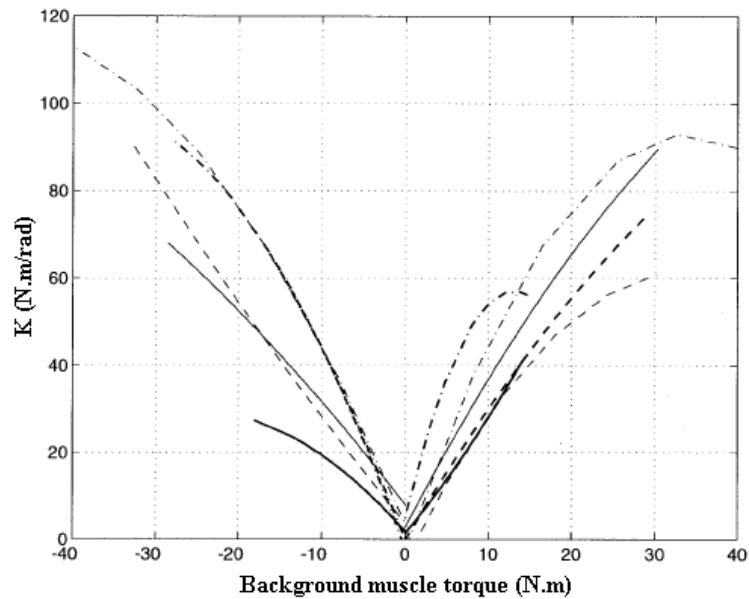


Figura 4.7: Elasticidad de la articulación como una función del par muscular, [9].

4.3.2. Aproximaciones experimentales

Como se ha mencionado anteriormente, en la literatura la caracterización dinámica del brazo y de sus articulaciones ha sido abordado como un problema de “identificación de sistemas” en el cual se aplican perturbaciones sobre el sistema, se miden las señales de salida y se identifican los parámetros de un modelo que relacione variables de entrada y salida.

La identificación del sistema es un estudio del comportamiento dinámico y físico de sistemas bajo perturbaciones externas. Específicamente, es un conjunto de procedimientos para determinar modelos matemáticos del sistema basados en las observaciones realizadas en las reacciones del sistema. Los datos externos que pueden ser manipulados y medidos se conocen como entradas o perturbaciones. La respuesta medida u observada del sistema se conoce como su salida.

La determinación de un modelo mediante la identificación del sistema común-

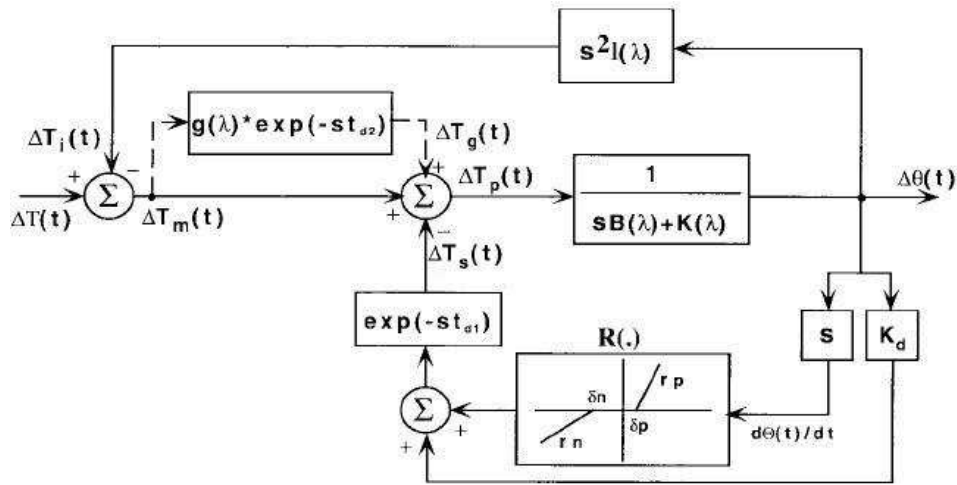


Figura 4.8: Diagrama en bloques del modelo del sistema de control neuromuscular de la articulación del codo, [9].

mente involucra tres pasos: en el primer paso se registran datos de entrada y salida, obtenidos experimentalmente. El segundo paso consiste en el planteamiento de un modelo que ajuste los datos del sistema. Finalmente, el último paso es la validación del modelo, que involucra mediciones de error y de funcionalidad.

Entre las investigaciones que han abordado el problema de modelar la dinámica del miembro superior y sus articulaciones están los estudios de Kearney [82], Dolan [77], Xu [37], DeVlugt [29], Acosta [28] y Tsuji [31]. Kearney realizó un estudio de aspectos técnicos en los métodos analíticos y experimentales para realizar la identificación de la dinámica de las articulaciones humanas, [82].

Tsuji determinó la características de impedancia del brazo mientras se mantiene una postura (véase figura 4.9), [31]. Rigidez, amortiguación e inercia son los tres componentes básicos de la impedancia mecánica, los cuales relacionan la fuerza con la posición, velocidad y aceleración, respectivamente. Adelstein, [114], señala en su tesis el hecho de que el comportamiento del miembro superior humano se puede aproximar como un sistema biomecánico de segundo orden cuando se considera el

par muscular como entrada y la posición del miembro como salida.

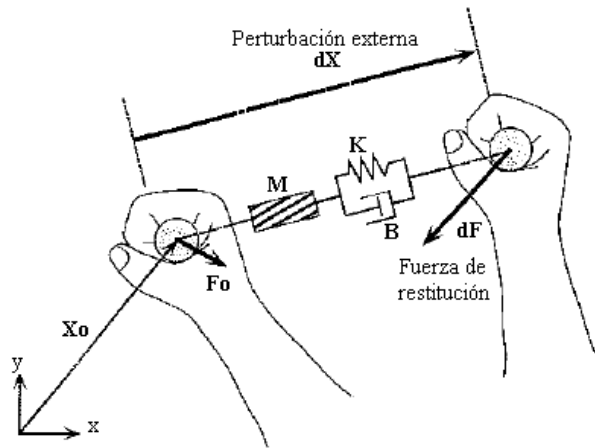


Figura 4.9: Perturbación mecánica para el modelado de la impedancia del brazo al mantener una postura.

4.4. Estimación de la Impedancia Mediante Perturbaciones Mecánicas

4.4.1. Especificaciones funcionales

Los métodos experimentales para medir las propiedades visco-elásticas del brazo y sus articulaciones que usan una interfaz robótica para perturbar el brazo del sujeto deben tener en cuenta ciertas características. En particular, la perturbación debe estar caracterizada por:

- Una amplitud pequeña (de par o posición), con el objetivo de asumir que los parámetros del sistema son constantes durante la identificación.
- Una corta duración para evitar reacciones voluntarias del sujeto que alteren el movimiento.

4.4.2. Identificación del sistema

La identificación del sistema consiste en construir modelos matemáticos del sistema a partir de los datos medidos, es decir ajustar parámetros en un modelo dado

hasta que su respuesta coincide con los datos de salida, (véase figura 4.10). De esta forma, para el modelado de la dinámica de la articulación del codo se dispone de entradas $\tau(t)$ correspondiente al par aplicado sobre la articulación y salidas $\theta(t)$ correspondiente al desplazamiento angular del mismo. El problema radica en encontrar un modelo del sistema capaz de aproximar el comportamiento según la respuesta obtenida.

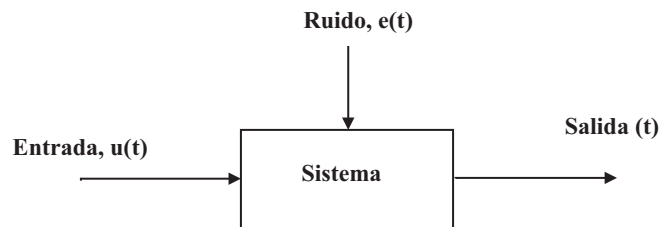


Figura 4.10: Esquema en el proceso de identificación de un sistema desconocido.

Un modelo lineal se refiere a un sistema que puede ser descrito por una ecuación diferencial lineal de coeficientes constantes, y por tanto puede ser transformada al dominio Laplace como una función de transferencia, [149]. En el caso discreto es posible hacer lo mismo, con una ecuación de diferencias y la transformada en el dominio Z . Considerando esta formalización, hay diferentes nombres para los sistemas. Si hay solamente polos, el sistema es auto-regresivo AR (*Auto-Regressive*). Si hay solo ceros, el sistema es llamado de media móvil MA (*Moving Average*). Y el caso general es denominado ARMA (*Auto-Regressive Moving Average*).

Por otro lado, si se puede formular una estructura matemática base para representar el sistema, es posible utilizar un modelo paramétrico para la estimación de parámetros en el proceso de identificación. Algunos de los modelos paramétricos lineales más conocidos son ARX (*Auto-Regressive with eXogenous inputs*), OE (*Output Error*) y el ARMAX (*Auto-Regressive Moving Average with eXogenous inputs*).

En el presente estudio, se ha utilizado el modelo ARX para estimar los pará-

metros de impedancia. La estructura del modelo ARX está representada como una función de transferencia, tal como la definida por la ecuación 4.3, [149].

$$\frac{Y(q)}{U(q)} = q^{-nk} \frac{B(q)}{A(q)} \quad (4.3)$$

En la ecuación 4.3, $Y(q)$ y $U(q)$ representan los datos de salida y entrada, respectivamente. $A(q)$ y $B(q)$ son los polinomios en el operador de retardo q^{-1} . $A(q)$ y $B(q)$ están definidos como:

$$A(q) = 1 + a_1q^{-1} + \dots + a_naq^{-na} \quad (4.4)$$

$$B(q) = b_1 + b_2q^{-1} + \dots + b_n bq^{-nb+1} \quad (4.5)$$

donde na y nb son el orden de los polinomios $A(q)$ y $B(q)$ respectivamente, mientras nk es el número de muestras entre la entrada y la salida. Sustituyendo las expresiones de $A(q)$ y $B(q)$ desde las ecuaciones 4.4 y 4.5 en la ecuación 4.3, se obtiene:

$$A(q) \cdot y(t) = B(q) \cdot u(t - nk) \quad (4.6)$$

La relación establecida entre los datos de entrada y salida se puede representar en una forma de diferencia lineal (reemplazando 4.4 y 4.5 en la ecuación 4.6):

$$y(t) + a_1y(t-1) + \dots + a_nay(t-na) = b_1u(t-nk) + \dots + b_nbu(t-nk-nb+1) \quad (4.7)$$

La ecuación 4.7 relaciona la salida actual $y(t)$ a un número finito de salidas pasadas $y(t \dots k)$ y las entradas. En la aplicación de estimación del presente trabajo, se ha utilizado el par aplicado $\tau(t)$ como la entrada, y el desplazamiento angular

$\theta(t)$ como la salida.

En la literatura diversos trabajos presentan un método de identificación de sistemas no lineales variables en el tiempo para la estimación de los parámetros de la dinámica del codo desde un movimiento único, [142, 143]. El método separa por frecuencia la respuesta perturbada de la voluntaria y determina los parámetros usando un método de identificación denominado EWLS (*exponentially weighted least squares*). En [144] se presenta un método similar y de los experimentos realizados en dicho estudio se muestra que las propiedades mecánicas de la articulación del codo cambian con la velocidad del movimiento voluntario.

4.5. Relación Entre la Impedancia y la Actividad EMG

4.5.1. Aspectos fisiológicos de la electromiografía

La contracción de fibras musculares genera actividad eléctrica que puede ser medida por electrodos fijados a la superficie de la piel próxima al grupo muscular de interés. La señal EMG de superficie, medida usando electrodos que monitorizan la actividad de múltiples fibras musculares, puede ser modelado como un proceso estocástico variante en el tiempo con media cero, [107].

De otro lado, ha sido observado que la desviación estándar de la señal EMG (sin procesar) está relacionada en forma monotónica con el número de unidades motoras activadas y la velocidad de su activación. Esta desviación estándar es la utilizada para aproximar la magnitud de la actividad eléctrica muscular, conocida como la amplitud EMG. La amplitud EMG tiene significado para una variedad de aplicaciones, tales como el control de prótesis mioeléctricas, estimaciones ergonómicas, sistemas de realimentación (*biofeedback*), [120, 145], y también ha sido usada para aproximar el par asociado a una articulación, [121].

En el registro de las señales EMG de superficie existen inconvenientes tales como el ruido ambiente, el ruido debido al movimiento de los electrodos y el *cross-talk* (definido como la interferencia producida por la actividad eléctrica de músculos próximos) entre otros. Para eliminar la potencial influencia del ruido en el último caso, se puede utilizar una configuración diferencial (véase figura 4.11).

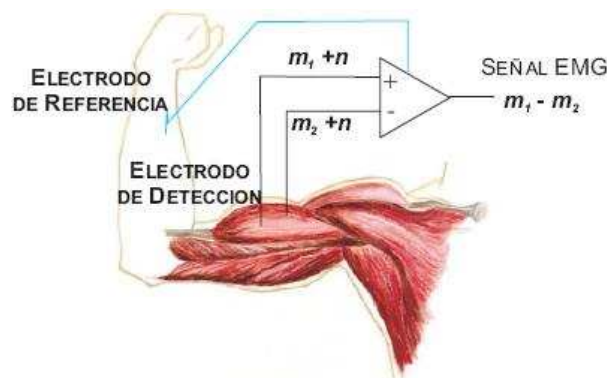


Figura 4.11: Esquemático de la configuración de amplificador diferencial. La señal EMG está representada por m y las señales de ruido por n .

4.5.2. Técnicas de estimación de la amplitud en sEMG

Las señales EMG de superficie sin procesar no pueden ser comparadas cuantitativamente entre sujetos. Aún más, pequeñas variaciones en la colocación de los electrodos dan lugar a variaciones importantes para la comparación. De esta manera existen muchos métodos de procesamiento para tales señales, entre los cuales se encuentran la normalización, rectificación, filtrado, promediado (*averaging*), suavizado (*smoothing*), integración, etc.

Teniendo en cuenta que la señal sEMG es bifásica, su valor medio es cero. Con el proceso de rectificación se toma el valor absoluto, haciendo la señal total positiva. Con la integración de la señal, se calcula el área bajo la envolvente lineal, lo que proporciona una magnitud análoga al trabajo o energía eléctrica.

La señal EMG típicamente se describe mediante su amplitud. La rectificación, el promediado del sEMG, la integración del sEMG, y la envolvente lineal son algunos métodos para obtener una medida de la amplitud de la señal de EMG superficial. El análisis en frecuencia comprende la segunda categoría de análisis para sEMG, y existen diversas formas de llevar a cabo este análisis, que incluye análisis del cruce por cero, análisis espectral, algoritmos tiempo-frecuencia, etc.

La técnica más común de detección de la amplitud en EMG superficial es un proceso de rectificación seguido por una etapa de suavizado (*smoothing*). La señal EMG registrada se puede describir como el producto de un proceso estocástico de media cero con la intensidad EMG variante en el tiempo, [146]. Por tanto, la intensidad de la señal EMG se puede obtener con una rectificación apropiada. En este sentido muchos estudios han utilizado rectificadores y filtros pasa-bajas para detectar la señal.

Dos de los índices más utilizados en la cuantificación de la amplitud son el MAV—*mean absolute value* (ecuación 4.8) y el RMS—*root mean square* (ecuación 5.1).

$$MAV = \frac{1}{n} \sum |x_i| \quad (4.8)$$

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i^2} \quad (4.9)$$

donde x_i es el valor de voltaje en la i -ésima muestra y n es el número de muestras en el segmento.

El valor RMS representa la raíz cuadrada de la potencia promedio de la señal EMG, para un período de tiempo dado. El valor MA es equivalente al valor rectificado promedio (ARV). Este parámetro representa el área bajo la señal EMG una

vez ha sido rectificado, es decir que todos los valores negativos se han convertido a positivos. El valor RMS presenta una ventaja sobre el MA porque proporciona una medida de la potencia de la señal EMG de superficie.

Teniendo en cuenta la importancia de la detección de la amplitud de la señal EMG, en la literatura han sido usados diversos estimadores que implementan técnicas avanzadas de procesamiento. Entre estas técnicas están los filtros de ruido (*Noise Rejection Filters* y *Adaptive Whitening*), suavizado (*Smoothing*), demodulación, entre otros.

4.5.3. Relación EMG-par

Existen muchas aplicaciones en las cuales es útil determinar la tensión ejercida por un determinado grupo muscular durante diferentes actividades. Sin embargo, las mediciones directas de dicha tensión son invasivas.

La complejidad del origen de la señal EMG supone dificultades para obtener una relación cuantitativa entre la señal de EMG y el par aplicado. La suposición de que el par está relacionado con la excitación nerviosa de músculos individuales o grupos musculares, relaciona el par a la magnitud de la actividad eléctrica muscular (señal EMG). De esta manera, la relación entre par y EMG permite obtener a partir de las mediciones directas de la señal EMG de superficie, el par ejercido.

En el trabajo realizado por Clancy y Hogan se presentó resultados experimentales donde obtuvieron un modelo lineal para relacionar la amplitud EMG de bíceps y tríceps braquial con el par articular del codo, bajo las condiciones de postura constante y contracciones de fuerza constantes, [121].

En la literatura, estudios que se han centrado en la relación entre sEMG y

fuerza han encontrado que existen relaciones tanto lineales como no lineales. Woods and Bigland-Ritchie investigaron el grado de linealidad en la relación par-EMG y encontraron que la linealidad existe para músculos tales como el aductor (*adductor pollicis*) y el sóleo (*soleus*). Además, encontraron que otros músculos tales como el bíceps y el tríceps se comportan de forma no lineal en el rango de 0 a 30 % MVC (contracción voluntaria máxima), y por encima de este rango presenta una relación lineal.

4.5.4. Relación EMG-viscoelasticidad

En el trabajo presentado por Osu y Gomi se propone una relación lineal entre actividad EMG de superficie, el par generado por la articulación y la visco-elasticidad de la misma, bajo condiciones isométricas, [118]. Propusieron como consecuencia un parámetro denominado índice de co-contracción articular - IMCJ (*index of muscle co-contraction around the joint*). También hay trabajos que han intentado predecir la impedancia mecánica del codo a partir de la información EMG superficial, [123].

En dichos trabajos, el par de la articulación fue expresado como la diferencia entre el par de flexión ejercido por los músculos flexores y el par de extensión ejercido por los músculos extensores, [147]. Por tanto, el par asociado a la articulación del codo, τ , puede expresarse como:

$$\tau = a_1 s_{F1} - a_2 s_{E1} + a_3 s_{F2} - a_4 s_{E2} \quad (4.10)$$

donde s_{F1} y s_{E1} son la actividad EMG de superficie del flexor y extensor mono-articular del codo, respectivamente, y s_{F2} y s_{E2} son la actividad EMG del flexor y extensor bi-articular, respectivamente. Los parámetros a_i denotan factores de conversión de actividad muscular a tensión muscular.

La visco-elasticidad se puede relacionar con la suma ponderada de las señales EMG rectificadas mediante el IMCJ, [148]. Así, IMCJ se puede definir como la

sumatoria de los pares musculares generados por una articulación, y se calcula a partir de la relación lineal entre sEMG y el par articular, [147]. Esta relación puede expresarse con la siguiente ecuación:

$$IMCJ = a_1 s_{F1} + a_2 s_{E1} + a_3 s_{F2} + a_4 s_{E2} \quad (4.11)$$

De la ecuación 4.11, un incremento simultáneo en los pares musculares flexores y extensores no aumenta el par articular, pero necesariamente incrementa el IMCJ, teniendo en cuenta que éste es la suma absoluta de los pares musculares. Los estudios en [147, 148] validan el concepto de IMCJ durante contracción isométrica al igual que durante movimientos, al relacionar la visco-elasticidad estimada con valores obtenidos usando el método convencional, es decir, aplicando perturbaciones mecánicas. En sus resultados, IMCJ se relaciona linealmente a la visco-elasticidad.

Para las condiciones establecidas en los experimentos (cuasi-estática, postural), los parámetros son una función de las estimaciones de amplitud EMG (\hat{s}_E, \hat{s}_F). La ecuación lineal de segundo orden que relaciona la amplitud EMG y el desplazamiento angular con el cambio en el par generado en la articulación puede ser modelado como:

$$\Delta\tau = I \cdot \Delta\ddot{\theta} + B(\hat{s}_E, \hat{s}_F) \cdot \Delta\dot{\theta} + K(\hat{s}_E, \hat{s}_F) \cdot \Delta\theta \quad (4.12)$$

donde \hat{s}_E es la estimación de la amplitud EMG de los músculos extensores, \hat{s}_F es la estimación de la amplitud EMG de los músculos flexores, $\Delta\theta$ es la variación en el desplazamiento angular de la articulación, $\Delta\tau$ es la variación en el par generado en la articulación, $K(\hat{s}_E, \hat{s}_F)$ es la función de rigidez elástica, $B(\hat{s}_E, \hat{s}_F)$ es la función de viscosidad e I es el parámetro inercial.

La función de rigidez K y la función de viscosidad B varían con el cambio en el nivel de activación del músculo, mientras el parámetro inercial I es una cantidad

aproximadamente constante.

Como se presentó anteriormente, de la definición del índice IMCJ se deriva una relación aproximadamente lineal entre la actividad sEMG, el par de la articulación y la visco-elasticidad de la articulación. De esta forma pueden definirse las siguientes relaciones:

$$B(\hat{s}_E, \hat{s}_F) = b_e \cdot \hat{s}_E + b_f \cdot \hat{s}_F \quad (4.13)$$

$$K(\hat{s}_E, \hat{s}_F) = k_e \cdot \hat{s}_E + k_f \cdot \hat{s}_F \quad (4.14)$$

De acuerdo con el modelo de las ecuaciones 4.13 y 4.14, las funciones elástica (K) y viscosa (B) son funciones lineales de las amplitudes EMG (\hat{s}_E, \hat{s}_F). Así mismo, en [121] se demostró que la amplitud EMG aumenta con el aumento del par de la articulación y de esa misma forma los parámetros elástico y viscoso, [9]. En las ecuaciones planteadas en 4.13 y 4.14 los parámetros B y K se incrementan con el aumento en la amplitud EMG.

4.6. Simulación y Resultados Obtenidos

Con el fin de determinar la metodología en la configuración de las pruebas experimentales y las técnicas para procesar los datos, se realizaron diversas simulaciones en Matlab. Entre los objetivos de estas simulaciones están:

- Determinar la ventana de adquisición de datos necesaria para la identificación del sistema.
- Validar las herramientas para estimar la impedancia mecánica.
- Determinar la sensibilidad al ruido de las señales, en el proceso de estimación de parámetros.

- Cuantificar el nivel mínimo del SNR de las señales biomecánicas y de las señales EMG, para una estimación fiable.

Para los modelos desarrollados en Simulink, la frecuencia de muestreo ha sido de 1 kHz y el tiempo de ejecución de 10 segundos para cada prueba.

En las simulaciones, las variaciones de par ($\Delta\tau$) se utilizaron como entrada del sistema. Estas variaciones se simularon usando un generador de ruido blanco limitado en banda, seguido por un filtro Butterworth pasa-bajas de cuarto orden con ganancia unitaria y frecuencia de corte de 10 Hz. Las señales de salida se contaminaron con ruido blanco, con diferentes magnitudes de potencia.

4.6.1. Simulación de la estimación de parámetros

La estimación de los parámetros de impedancia consiste en la cuantificación de I, B y K a partir de $\Delta\tau$ y $\Delta\theta$ usando el modelo descrito en la ecuación 4.2. $\Delta\tau$ y $\Delta\theta$ son las variables medidas en la identificación del sistema. Para la simulación, se ha utilizado valores reales conocidos de I, B y K tomados de la literatura, [9].

Posteriormente, en las simulaciones se compararon los valores conocidos y los estimados. El modelo de la ecuación 4.2 indica que a partir de las variaciones de par ($\Delta\tau$) y las desviaciones angulares medidas ($\Delta\theta$), es posible calcular numéricamente los parámetros del modelo.

Se ha utilizado la herramienta *System Identification Toolbox* de Matlab para llevar a cabo el ajuste del modelo, teniendo en cuenta que ésta contiene todas las técnicas comunes para ajustar parámetros en diversos modelos lineales. La sección 4.4.2 describe detalladamente el proceso de identificación de sistemas llevado a cabo.

Se ha considerado la relación señal-ruido tal como la define la ecuación 4.15.

En esta ecuación, S_{rms} representa amplitud RMS de la señal, y N_{rms} representa la amplitud RMS del ruido.

$$SNR = 20 \cdot \log \frac{S_{rms}}{N_{rms}} \quad (4.15)$$

En las tablas 4.1, 4.2 y 4.3 se presentan los errores obtenidos en las estimaciones para diversas magnitudes de ruido, y por tanto para diferentes valores de SNR. Se ha obtenido el porcentaje de error de estimación de acuerdo con la ecuación 4.16.

$$\% \text{ error} = \frac{V_{simulado} - V_{estimado}}{V_{simulado}} \cdot 100 \quad (4.16)$$

Se consideraron 10 combinaciones de parámetros del modelo, que en el eje X de las figuras se denomina “Modelo”, y los cuales representan magnitudes en el rango normal de la articulación del codo, de acuerdo con el modelo de segundo orden considerado (ecuación 4.2). Las magnitudes de los parámetros han sido seleccionados de forma que abarquen el rango de valores presentados en la literatura.

SNR = 48 dB									
Mod- elo	Parámetros conocidos			Valores estimados			Errores de estimación		
	I Nms ² /rad	B Nms/rad	K Nm/rad	I Nms ² /rad	B Nms/rad	K Nm/rad	En I (%)	En B (%)	En K (%)
1	0.1	1	20	0.09983	0.9991	19.943	0.17	0.09	0.29
2	0.1	1.5	20	0.09996	1.498	19.944	0.04	0.13	0.28
3	0.1	2	40	0.09992	1.9972	39.956	0.08	0.14	0.11
4	0.125	2.5	40	0.12487	2.4958	39.937	0.104	0.17	0.16
5	0.125	3	80	0.12497	2.9951	79.913	0.024	0.16	0.11
6	0.125	3.5	80	0.12506	3.4949	79.926	0.048	0.15	0.09
7	0.150	4	100	0.15003	3.9928	99.886	0.02	0.18	0.11
8	0.150	4.5	100	0.15015	4.4926	99.902	0.1	0.16	0.10
9	0.150	5	120	0.1503	4.9938	119.9	0.2	0.12	0.08
10	0.175	5.5	120	0.17527	5.49	119.88	0.154	0.18	0.1

Tabla 4.1: Tabla de estimación de parámetros (I, B y K) y de error en la estimación. Los parámetros pertenecen a un modelo lineal de segundo orden. Señal de ruido bajo.

Los errores para la magnitud de la potencia de ruido en el último caso (tabla 4.3), correspondiente a un valor $SNR = 18$, superan en algunos casos el 10 %, lo

SNR = 28 dB									
Mod- elo	Parámetros conocidos			Valores estimados			Errores de estimación		
	I Nms ² /rad	B Nms/rad	K Nm/rad	I Nms ² /rad	B Nms/rad	K Nm/rad	En I (%)	En B (%)	En K (%)
1	0.1	1	20	0.0984	0.9905	19.75	1.6	0.95	1.25
2	0.1	1.5	20	0.0986	1.4833	19.773	1.4	1.11	1.14
3	0.1	2	40	0.0991	1.972	39.693	0.9	1.40	0.77
4	0.125	2.5	40	0.1235	2.4576	39.616	1.2	1.69	0.96
5	0.125	3	80	0.1246	2.9488	79.33	0.32	1.71	0.84
6	0.125	3.5	80	0.1255	3.4439	79.458	0.4	1.60	0.68
7	0.150	4	100	0.1503	3.9213	99.137	0.2	1.97	0.86
8	0.150	4.5	100	0.1516	4.4164	99.309	1.07	1.86	0.69
9	0.150	5	120	0.1534	4.9258	119.31	2.27	1.48	0.58
10	0.175	5.5	120	0.1784	5.3836	119.18	1.94	2.12	0.68

Tabla 4.2: Tabla de estimación de parámetros (I, B y K) y de error en la estimación. Los parámetros pertenecen a un modelo lineal de segundo orden. Señal de ruido medio.

SNR = 18 dB									
Mod- elo	Parámetros conocidos			Valores estimados			Errores de estimación		
	I Nms ² /rad	B Nms/rad	K Nm/rad	I Nms ² /rad	B Nms/rad	K Nm/rad	En I (%)	En B (%)	En K (%)
1	0.1	1	20	0.0953	0.9663	19.354	4.70	3.37	3.23
2	0.1	1.5	20	0.0960	1.1425	19.440	4.00	4.00	2.80
3	0.1	2	40	0.0977	1.9044	39.212	2.30	4.78	1.97
4	0.125	2.5	40	0.1214	2.3514	39.079	2.88	5.94	2.30
5	0.125	3	80	0.1245	2.8180	78.340	0.40	6.07	2.08
6	0.125	3.5	80	0.1281	3.2889	78.864	2.48	6.03	1.42
7	0.150	4	100	0.1527	3.7015	98.135	1.80	7.46	1.87
8	0.150	4.5	100	0.1583	4.1628	98.89	5.53	7.49	1.11
9	0.150	5	120	0.1655	4.6680	119.31	10.33	6.64	0.58
10	0.175	5.5	120	0.1909	4.9962	119.14	9.09	9.16	0.72

Tabla 4.3: Tabla de estimación de parámetros (I, B y K) y de error en la estimación. Los parámetros pertenecen a un modelo lineal de segundo orden. Señal de ruido alto.

que resulta significativo en el proceso de estimación de parámetros. De esta forma, podemos concluir que en los métodos y procedimientos experimentales a realizar este nivel de ruido o SNR supone un límite inferior para una identificación fiable de parámetros. Las figuras 4.12, 4.13 y 4.14 muestran la información de error en la estimación, para las diversas magnitudes de ruido, y en función de los parámetros establecidos en la simulación.

Otro de los objetivos de la simulación es determinar una longitud óptima de los datos a ser adquiridos en el proceso de identificación. Empíricamente, se han

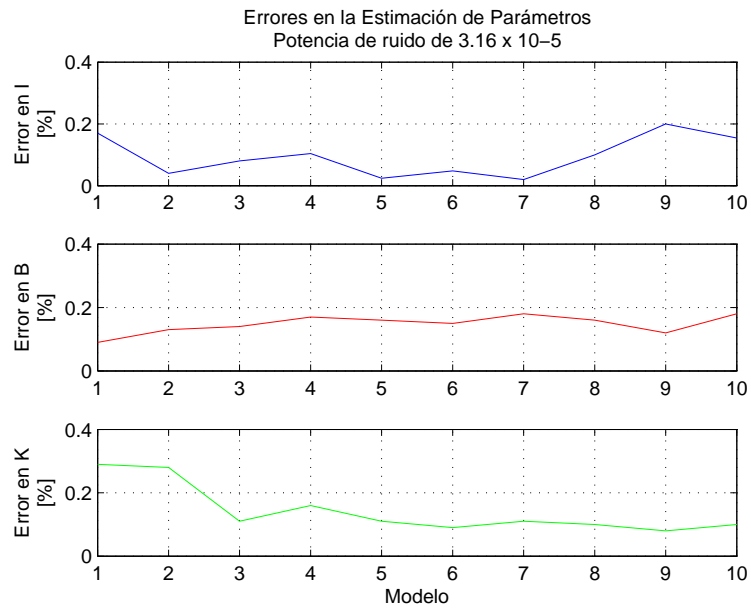


Figura 4.12: Error en la estimación de parámetros I, B y K. En la simulación la potencia del ruido que contamina es baja.

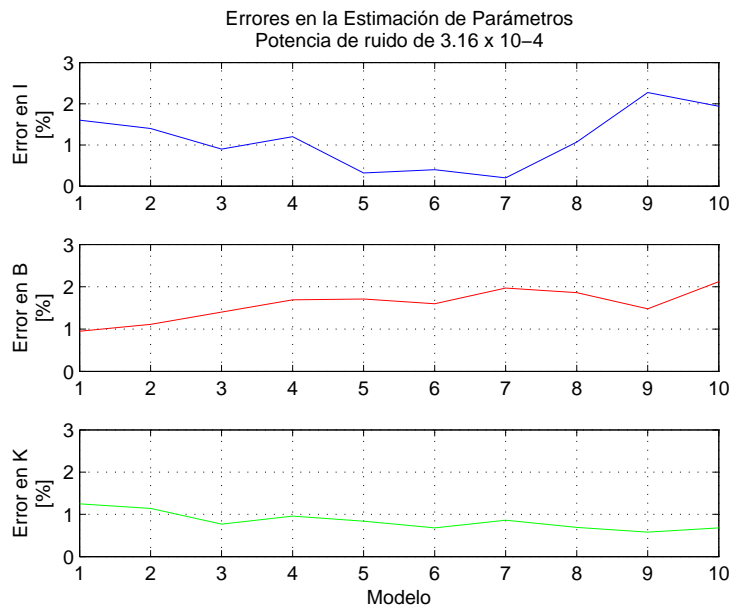


Figura 4.13: Error en la estimación de parámetros I, B y K. En la simulación la potencia del ruido que contamina es media.

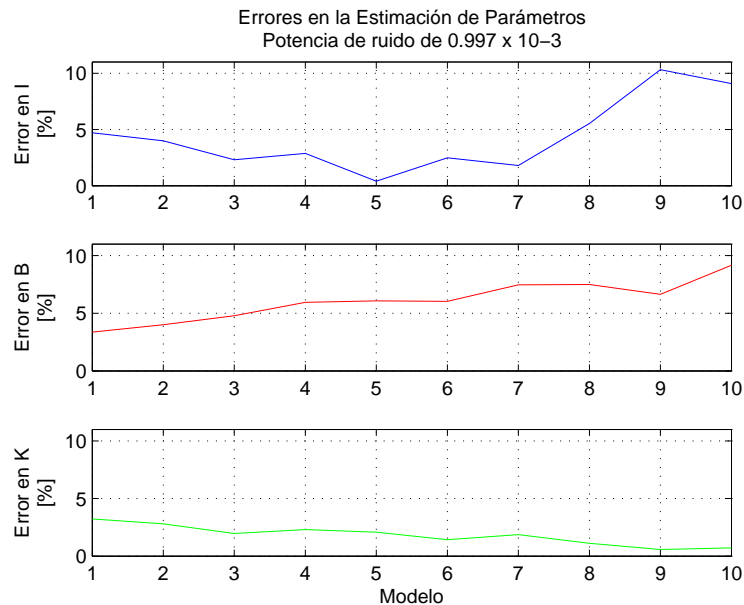


Figura 4.14: Error en la estimación de parámetros I, B y K. En la simulación la potencia del ruido que contamina es alta.

ensayado diferentes ventanas para la identificación del sistema. Como resultado, se han utilizado ventanas de 2 segundos en el proceso de identificación, para las cuales se obtienen errores aceptables en la estimación de parámetros. El siguiente capítulo utilizará los criterios desarrollados en esta sección para aplicarlos a los datos registrados de los experimentos.

4.6.2. Simulación de parámetros variantes en el tiempo

Los sistemas biológicos y entre ellos el sistema motor humano se caracterizan por ser sistemas variantes en el tiempo. Con el objetivo de determinar la validez de los procedimientos utilizados en la estimación de parámetros, para un sistema lineal con parámetros variantes en el tiempo, se realizaron diversas simulaciones en Simulink. De este modo, se determinó la máxima frecuencia de variación que podrían tener los parámetros, antes de obtener errores significativos en la estimación.

Específicamente, los parámetros B y K del sistema de segundo orden considerado (ecuación 4.2) se definieron por medio de una función sinusoidal dependiente del tiempo. La figura 4.15 presenta un esquema de la simulación en Simulink. En esta figura se han simulado los parámetros con una variación del 10 % de la magnitud del parámetro, alterando cada magnitud individualmente.

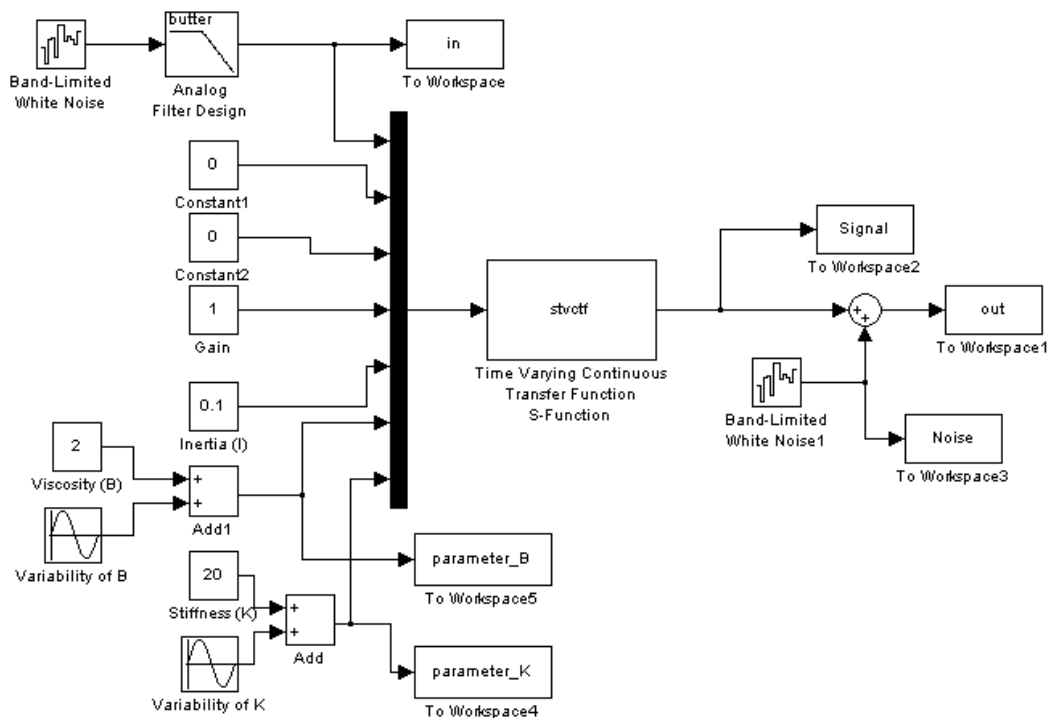


Figura 4.15: Estimación de parámetros I , B y K , cuya función de transferencia es lineal variante en el tiempo. En la simulación la potencia del ruido que contamina la señal de salida es media.

Para los parámetros considerados en la estimación, se ha obtenido que la máxima frecuencia de variación de los parámetros debe ser del orden de 0.7 Hz, con el objetivo de obtener valores fiables. La figura 4.16 presenta los parámetros variantes en el tiempo del modelo y los valores estimados, para la rigidez (figura superior) y la viscosidad (figura inferior).

En el protocolo experimental (que se presentará en el próximo capítulo) los sujetos realizan tareas isométricas, con nivel de co-contracción constante. En dichas

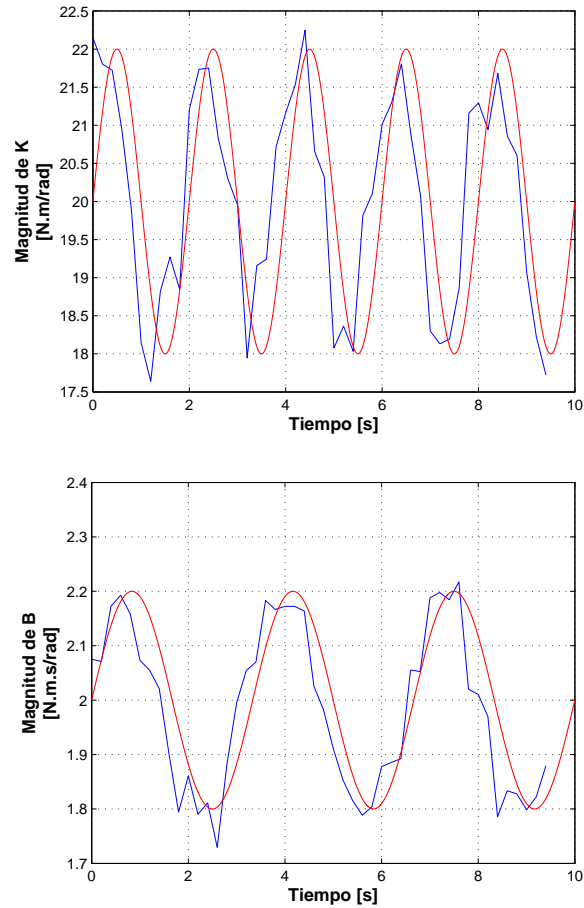


Figura 4.16: Estimación de parámetros B y K, cuya función de transferencia es lineal variante en el tiempo. En azul la señal estimada. Arriba: Estimación del parámetro de rigidez; Abajo: Estimación del parámetro de viscosidad.

tareas posturales se presentan variaciones del par, que resultan del intento de mantener la postura por parte del sujeto⁵. Dicha variación es de baja frecuencia, y se encuentra por debajo del límite obtenido en las simulaciones para la variación de los parámetros (0.7 Hz).

⁵En la literatura esto es conocido como *torque bias*.

4.6.3. Simulaciones de la estimación usando la amplitud EMG

Para implementar estas simulaciones, la relación entre el par y los parámetros \mathbf{K} y \mathbf{B} fue tomada de los resultados presentados en la literatura por Rymer, [9], (figuras 4.6 y 4.7). De esta forma, las relaciones propuestas en 4.14 y 4.13 se han definido para aproximar linealmente las curvas características de $B(t)$ y $K(t)$, a un comportamiento como el presentado en la figura 4.17. En dicha figura se muestra la relación lineal entre $B(t)$ y $K(t)$, el par de la articulación y la información EMG de los músculos involucrados (flexor y extensor).

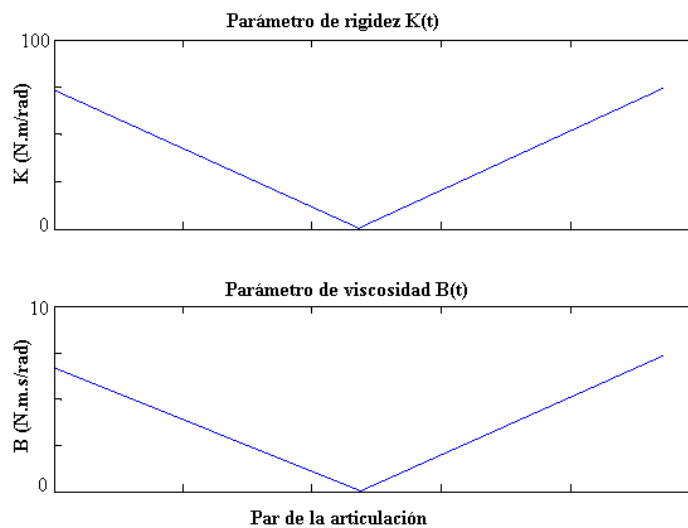


Figura 4.17: Aproximación lineal de las curvas características de $B(t)$ y $K(t)$ de la articulación del codo en función del par generado.

Como primer paso, se han generado (simulado) las mediciones de par (entrada) y EMG adquiridas durante un experimento y se ha calculado la variación angular (salida). Posteriormente, dichas mediciones se han utilizado para estimar los parámetros de visco-elasticidad. Los parámetros estimados se compararon con los parámetros simulados. Las simulaciones consistieron en los siguientes pasos:

- a) Generación del par ($\Delta\tau$) como una señal aleatoria Gaussiana limitada en banda.
- b) Las amplitudes ideales para los músculos flexor y extensor se han selecciona-

- do como un perfil que varía linealmente desde 0 (músculo relajado) al MVC (máxima contracción muscular voluntaria).
- c) Los parámetros k_e, k_f, b_e y b_f se han seleccionado para obtener valores reales de $K(\hat{s}_E, \hat{s}_F)$ y $B(\hat{s}_E, \hat{s}_F)$, considerando las magnitudes presentadas en el trabajo de Rymer, [9].
 - d) Se ha añadido ruido aleatorio (ruido blanco) a las señales EMG, de forma que su magnitud se incrementa con la amplitud EMG.
 - e) Las variaciones de posición ($\Delta\theta$) se han obtenido de acuerdo con la ecuación 4.12 y la información previamente simulada.
 - f) Las señales $\Delta\tau, \Delta\theta$ y las señales EMG ruidosas, se han utilizado para determinar los parámetros de impedancia.

La figuras 4.18 muestran las amplitudes EMG (simuladas) de los músculos flexor y extensor, respectivamente, contaminados por ruido. Para las señales de la figura, la relación señal a ruido (SNR) es de 10. La desviación estándar de las amplitudes EMG se incrementa con el aumento en la amplitud media EMG, [121].

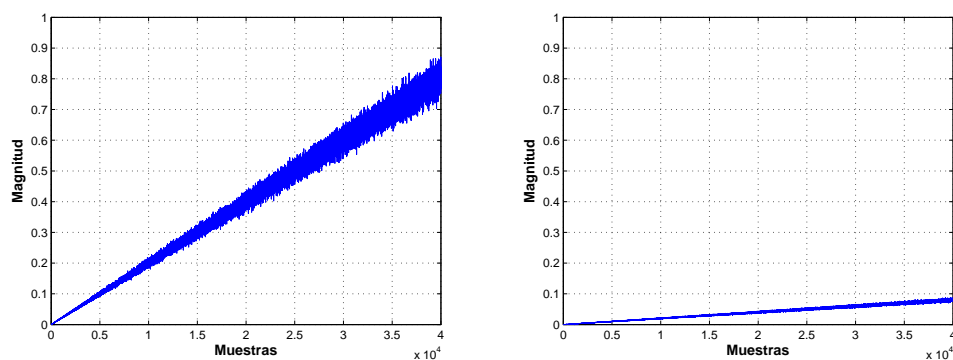


Figura 4.18: Señales EMG simuladas para los músculos flexor (izquierda) y extensor (derecha). Señales con SNR=10.

Las señales generadas fueron utilizadas para estimar los parámetros de impedancia. Las simulaciones se realizaron para diferentes magnitudes del SNR de la señal

EMG (5, 10, 15, 20, 25). Para cuantificar los errores obtenidos bajo diferentes niveles de SNRs, se han utilizado el error RMS y el porcentaje de error definido por la ecuación 4.16.

El error RMS⁶ (*root-mean-square error*) fué tomado entre el valor real y el valor estimado, definido por las ecuaciones 4.17 y 4.18.

$$\text{error RMS en } \mathbf{K} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (K_{real} - K_{estimado})^2}{N}} \quad (4.17)$$

$$\text{error RMS en } \mathbf{B} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (B_{real} - B_{estimado})^2}{N}} \quad (4.18)$$

donde K_{real} y B_{real} son los valores simulados y $K_{estimado}$ y $B_{estimado}$ son los valores estimados. N es el número total de muestras simuladas.

Los gráficos en 4.19 muestran los errores obtenidos para diferentes magnitudes de la relación señal-ruido (SNR) de la información EMG. En las simulaciones se obtuvieron errores menores al 10 % en la estimación de los parámetros (específicamente 8.7 % para \mathbf{B} y 9.8 % para \mathbf{K}) cuando la relación SNR de las señales EMG es de 15 decibelios. Este valor de SNR por tanto será considerado como magnitud mínima para verificar la calidad de las señales EMG en el proceso de estimación de parámetros.

4.7. Conclusiones del Capítulo

A lo largo del capítulo se ha presentado la aproximación analítica y experimental que se ha seguido para estudiar e identificar las características dinámicas asociada

⁶El error RMS es una medida muy utilizada para cuantificar la diferencia entre los valores predichos por un modelo o estimador y los valores reales.

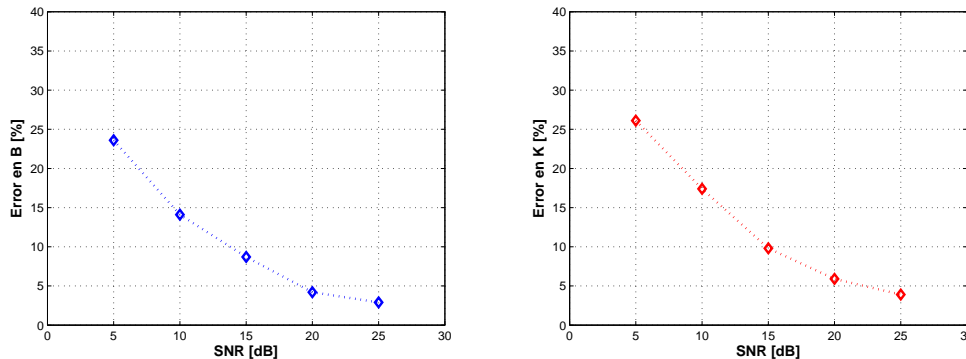


Figura 4.19: Errores en la estimación de parámetros para diferentes magnitudes del SNR de la información EMG.

a la articulación del codo bajo condiciones preestablecidas, particularmente con la articulación manteniendo una postura específica. Se ha enfocado el estudio como un problema de identificación de sistemas y se ha tomado un modelo matemático lineal, invariante en el tiempo de segundo orden para ajustar los datos obtenidos. Aunque este modelo que se ha considerado para ajustar los datos no tiene en cuenta las no linealidades ni la variación temporal de la dinámica, proporciona una aproximación de las propiedades mecánicas dominantes de la articulación del codo.

Se realizaron una serie de simulaciones para: 1) estimar los parámetros a partir de las mediciones de par y posición angular, 2) evaluar los efectos de los parámetros variantes en el tiempo en el proceso de estimación y, 3) realizar la estimación usando la amplitud EMG y un conjunto de ecuaciones derivadas.

Los resultados de las simulaciones determinaron la cantidad de datos necesaria para estimar la impedancia de forma fiable y el nivel de ruido máximo en los datos para considerarlos válidos. De este modo, se obtuvieron una magnitud mínima en el SNR de 18 para las señales biomecánicas y de 15 para las señales EMG, para obtener una estimación fiable de parámetros (errores menores al 10 %). Así, estos niveles de SNR imponen un límite inferior sobre los datos en la fase de validación de las medidas adquiridas.

Se ha simulado la estimación de parámetros variantes de un modelo, para obtener los efectos y errores en la estimación, teniendo en cuenta que los sistemas biológicos (y entre éstos el miembro superior humano) se comportan de esta manera. Para los parámetros considerados en la estimación, se ha obtenido que la máxima frecuencia de variación de los parámetros debe ser del orden de 0.7 Hz.

Para la estimación de parámetros usando la amplitud EMG, inicialmente se han derivado un conjunto de ecuaciones que relacionan el par, la viscoelasticidad de la articulación y la información EMG. La señal EMG se caracteriza mediante alguna variable que relacione la amplitud de la señal. Así, como variable para cuantificar la magnitud de la señal EMG, en el capítulo se ha utilizado el valor RMS de la señal. Además, a partir de valores reales encontrados en la literatura, se han aproximado linealmente las curvas características de $B(t)$ y $K(t)$ en función del par.

La caracterización dinámica de la articulación, tal como se discutió en el capítulo, proporciona una herramienta valiosa para entender y profundizar en el control motor humano y ayuda en el desarrollo de dispositivos bio-inspirados y ortoprotésicos cuya dinámica funcional se aproxime a la humana. En este ámbito, el uso de entradas pseudo-aleatorias, tales como las utilizadas en las simulaciones, para la identificación de las propiedades dinámicas posee ventajas sobre otros tipos de perturbaciones, teniendo en cuenta su naturaleza impredecible para las personas, minimizando el problema de intervención voluntaria.

La validez de la ecuación lineal de segundo orden que relaciona la amplitud EMG y el desplazamiento angular con el cambio en el par generado en la articulación, se restringe para condiciones experimentales particulares (cuasi-estática, postural). Para estas condiciones, los parámetros de viscoelasticidad son funciones aproximadamente lineales de las estimaciones de amplitud sEMG.

El siguiente capítulo definirá el protocolo de medidas para la realización de los experimentos con sujetos. Además, se estudiarán las técnicas experimentales y analíticas para el tratamiento de los datos, se analizará la información y se presentarán los resultados experimentales obtenidos.

Capítulo 5

Metodología Experimental. Análisis de Datos y Resultados.

La evaluación de la plataforma se ha llevado a cabo con la realización del estudio planteado en el capítulo anterior. Se ha definido un protocolo de medidas que permite configurar los experimentos teniendo en cuenta diversos parámetros obtenidos en las simulaciones. El protocolo incluye una prueba de validación de la información EMG a registrar. Para verificar la calidad de la información tanto biomecánica como EMG, se computó la relación señal a ruido (SNR), que debe encontrarse por encima de cierto límite para una estimación fiable, según lo visto en el capítulo anterior. En este capítulo se aplican los procedimientos experimentales para la determinación de las características de impedancia asociadas a la articulación del codo para condiciones operativas específicas. Así mismo, se utilizan diversos índices para cuantificar la amplitud de la señal EMG registrada, entre los cuales está el valor RMS (Root Mean Square) de la señal. Finalmente, se presentan resultados concernientes a la relación entre la impedancia obtenida y la información EMG, mediante las ecuaciones matemáticas derivadas en el anterior capítulo.

5.1. Introducción

Una aproximación común para entender y modelar el sistema motor humano es monitorizar y analizar los datos cinemáticos y cinéticos durante diferentes tareas motoras. Siguiendo esta aproximación, un método para modelar el miembro superior humano consiste en manipular independientemente las condiciones mecánicas de cada articulación mientras se adquieren las señales biomecánicas y los biopotenciales generados mientras el sistema motor humano se adapta a estas nuevas condiciones, [39]. En ese proceso de adaptación los sujetos generan patrones de activación que se reflejan en la electromiografía, que son dependientes de las condiciones externas.

En este capítulo se presentan y aplican los métodos experimentales para registrar los datos necesarios en el proceso de indentificación de la dinámica del codo. La ubicación de los electrodos de EMG de superficie resulta crítica, así que se debe garantizar la correcta adquisición de la información electromiográfica con diversas pruebas de validación.

Así mismo, se describe el desarrollo de la aplicación informática que permite la integración de la plataforma de experimentación bajo un entorno de gestión común. Esta aplicación informática implementa también el protocolo de medidas.

El objetivo de los experimentos es determinar la viabilidad en la estimación del comportamiento dinámico (en términos de impedancia mecánica) de la articulación del codo a partir de información EMG. En ese sentido, se validarán diversas funciones matemáticas lineales (derivadas en la sección 4.6.3 del capítulo anterior) con los datos experimentales.

Para validar los datos registrados se ha utilizado el SNR (relación señal-ruido) definido como la relación logarítmica de la amplitud RMS de la señal a la amplitud RMS del ruido.

Las tareas realizadas por los sujetos en los experimentos son isométricas, y consisten en el mantenimiento de una postura específica de la articulación del codo. Como se comentó en el capítulo anterior, la dinámica asociada a la articulación puede deberse a dos componentes: una componente intrínseca y una debida a las acciones reflejas. Los experimentos realizados en este capítulo pretenden determinar la dinámica total debida a ambas componentes.

En el análisis de los datos se ha considerado el posible efecto de los tejidos blandos del brazo (ver figura 5.1) en la dinámica total del sistema. En la figura, las componentes dinámicas asociadas a los tejidos blandos están representados por B_s y K_s . La dinámica asociada al codo está representada por I , $B(\delta)$ y $K(\delta)$.

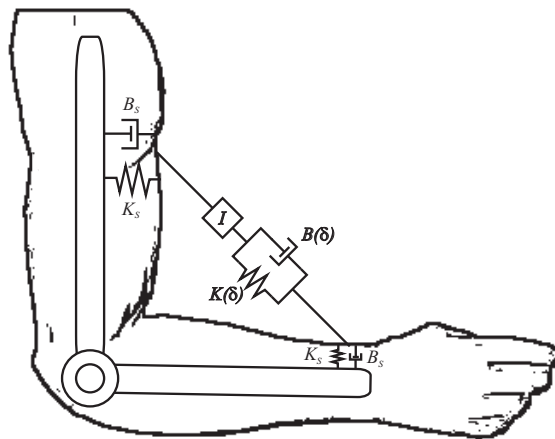


Figura 5.1: Modelo de la dinámica del codo, y las componentes dinámicas asociadas a los tejidos blandos (B_s y K_s).

Con el objetivo de relacionar la información EMG de superficie obtenida de los músculos agonista y antagonista que intervienen en la articulación, con los parámetros asociados a la impedancia mecánica, se presenta un modelo que permite relacionar dichas magnitudes.

5.2. Protocolo y Métodos Experimentales

A partir de los resultados obtenidos en las simulaciones del capítulo anterior, han sido definidas tanto la metodología como los protocolos de medida para llevar a cabo las pruebas con sujetos. Las siguientes secciones describen detalladamente estas consideraciones experimentales.

5.2.1. Instrumentación del sujeto

Para la ubicación de los sensores EMG y el exoesqueleto robótico, se siguieron las siguientes pautas:

- a) Colocación de los electrodos EMG de superficie. La ubicación de los electrodos EMG se realizó siguiendo las recomendaciones de SENIAM (*Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles*), un proyecto europeo cuyo objetivo fue desarrollar una metodología en la colocación y procesamiento de señales eléctricas musculares adquiridas con electrodos EMG de superficie, [150].
- b) El exoesqueleto robótico se acopló al miembro superior derecho del sujeto, con sujeción en los segmentos correspondientes al brazo y antebrazo. El eje de rotación articular del dispositivo se alineó con el centro de rotación del codo. La articulación del codo es probablemente la articulación del cuerpo que más se asemeja a una monocéntrica. Así, el centro de rotación del codo puede ser alineado externamente con el eje del motor, ubicando el epicóndilo¹ lateral.

El primer paso consiste en la colocación de los electrodos EMG de superficie. Para reducir la interferencia en la señal, se intenta que la impedancia de la piel sea baja, lo que se logra frotándola con alcohol. La figura 5.2 muestra la ubicación de los electrodos EMG para los dos músculos cuya actividad eléctrica se necesita medir

¹El epicóndilo es una eminencia ósea que se encuentra en la parte externa de la epífisis inferior del hueso del brazo o húmero, por fuera y encima del cóndilo.

en los experimentos, específicamente el bíceps braquial (*biceps brachii long head*) y el tríceps braquial (*triceps brachii long head*).

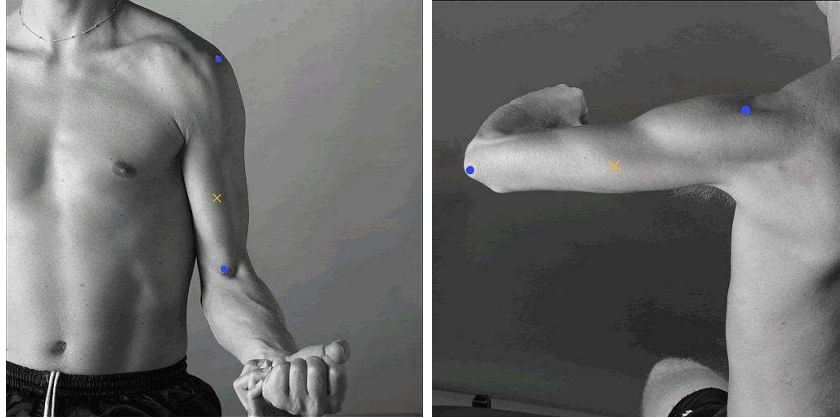


Figura 5.2: Ubicación de los electrodos EMG de superficie: bíceps braquial (izquierda) y tríceps braquial (derecha), [150].

El sujeto se debe encontrar sentado con el brazo en posición vertical y la articulación del codo flexionada a 90 grados (antebrazo horizontal, figuras 5.1 y 5.3). Se sujetó suficientemente el dispositivo robótico al brazo de la persona para minimizar errores debido a las características de tejido blando del miembro superior, como se sugiere en la literatura, [151].

5.2.2. Validación de las medidas de EMG

Se han realizado una serie de ensayos para validar la adquisición de datos EMG, [152]. El objetivo de esta validación previa a los experimentos es garantizar la correcta ubicación de los electrodos EMG de superficie sobre los músculos correspondientes y la adecuada adquisición de la información eléctrica muscular.

La validación de las señales de EMG se basa en obtener un patrón de activación EMG trifásico en los músculos que intervienen en los movimientos de flexión y extensión de la articulación del codo, [153]. Los patrones EMG trifásicos son característicos de los movimientos rápidos. Éstos consisten en una secuencia de activación de los músculos agonista, antagonista y de nuevo agonista, involucrados en la ejecu-

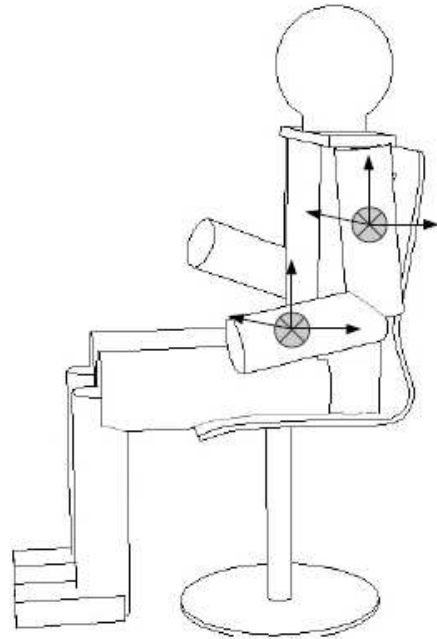


Figura 5.3: Posición inicial del sujeto, con el codo flexionado formando ángulo recto. Se observan los puntos de sujeción (brazo y antebrazo) para acoplar el exoesqueleto al miembro superior.

ción del movimiento. El agonista es el músculo que se encarga principalmente de una acción muscular, también conocido como músculo motor primario. El antagonista, es el músculo que realiza la acción contraria a la acción motriz principal que realiza el agonista.

Se presenta un retardo característico en los instantes de activación de los músculos agonista y antagonista. En la figura 5.4 puede observarse una secuencia de activación característica. El trabajo realizado por Cheron, [153], describe este tipo de patrones trifásicos y utiliza una red neuronal para la identificación de estas secuencias en personas que realizan movimientos balísticos.

Particularmente, en los experimentos se requiere registrar los biopotenciales de los músculos flexor y extensor del codo. El sujeto se sentó con el codo en posición vertical y flexionado 90 grados (véase figura 5.5). En el inicio del movimiento, los

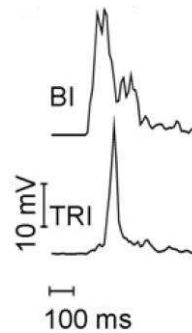


Figura 5.4: Características del patrón de activación trifásico en los músculos agonista (BI) y antagonista (TRI), tomada de [153].

músculos deben encontrarse totalmente relajados para evitar co-contracción². Los experimentos consistieron en la realización de movimientos de flexión del codo en el plano vertical. La instrucción para el sujeto de ensayo era realizarlos tan rápidos como sea posible. La amplitud del desplazamiento angular debe ser pequeña, aproximadamente 30 grados. Se ha llevado a cabo cinco repeticiones del mismo movimiento en cada sesión experimental. Las señales fueron adquiridas a 1 kHz.



Figura 5.5: Colocación de los electrodos EMG sobre los músculos bíceps braquial (derecha) y tríceps braquial (izquierda), en las pruebas de evaluación de las medidas de EMG.

Las señales electromiográficas se rectificaron (*full-wave*) con el objetivo de ana-

²La activación simultánea de los músculos agonista y antagonista asociados a la articulación.

lizar todos los valores. Para determinar la amplitud de la señal EMG superficial, se extrajo la envolvente usando un filtro pasa-bajas con una frecuencia de corte de 10 Hz. Para este propósito, ha sido utilizado un filtro Butterworth de cuarto orden.

La figura 5.6 presenta los datos electromiográficos adquiridos para uno de los sujetos. Las señales presentan co-contracción (a un nivel muy bajo), lo que significa que el brazo no se encontraba totalmente relajado. El retardo observado en los picos de activación de los músculos agonista-antagonista fue de 90 ms, que se encuentra en el rango encontrado en la literatura. Además, se observa que el músculo agonista posee dos instantes de activación principales. Estas características obtenidas sirven para validar la información captada por los electrodos EMG de superficie.

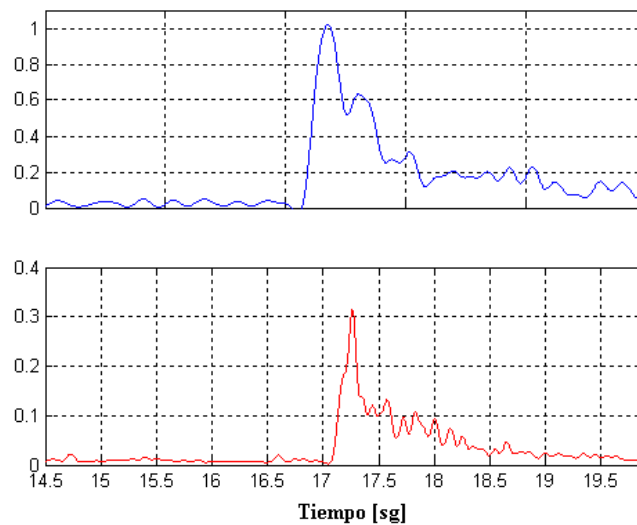


Figura 5.6: Activación trifásica del bíceps (superior) y tríceps (inferior), en el movimiento realizado por uno de los sujetos.

5.2.3. Instrucciones al sujeto

Tal como se ha mencionado anteriormente, para modelar el comportamiento dinámico de la articulación del codo mediante un sistema de segundo orden, se requiere garantizar ciertas condiciones operativas en la realización del experimento. Esto es debido a la alta variabilidad de la impedancia mecánica asociada a la arti-

culación bajo distintas condiciones, [154].

Seis sujetos (sin problemas neuro-motores o musculares) participaron en los experimentos. Las sesiones de medida se realizaron con intervalos de descanso entre las repeticiones, con el objetivo de evitar los efectos generados por la fatiga muscular en las medidas. Así mismo, se instruyó a los sujetos para evitar la co-contracción de los músculos, hecho que, como vimos en el capítulo anterior, puede afectar las medidas y la estimación de parámetros.

Las sesiones de medida consistieron en la realización de una contracción isométrica³ (tarea postural). En cada prueba se aplica una perturbación pseudo-aleatoria de par directamente al brazo y antebrazo del sujeto por medio del exoesqueleto robótico.

Las perturbaciones deben generar desplazamientos pequeños, teniendo en cuenta que los parámetros del modelo del codo varían considerablemente respecto al punto de operación. Por tanto, los experimentos entre diversas repeticiones y sujetos deben realizarse aproximadamente en la misma posición.

La perturbación mecánica es aplicada durante 10 segundos y las señales de entrada y salida son adquiridas a una frecuencia de muestreo de 1 kHz.

Los datos a medir abarcan tanto variables biomecánicas como bioeléctricas. La cinética del miembro superior (fuerzas de interacción) y la cinemática (posición y velocidad angular) fueron adquiridas con el exoesqueleto robótico. La actividad muscular de los músculos involucrados en la flexión y extensión del codo (bíceps y tríceps braquial, respectivamente), fueron adquiridos con el módulo EMG presentado en el capítulo 3. Las variables obtenidas en los experimentos fueron:

³En este tipo de contracción muscular, el músculo se activa y la longitud del mismo se mantiene sin variación.

- Posición y velocidad angular de la articulación del codo en el plano sagital.
- Fuerza de interacción entre el miembro superior y el exoesqueleto robótico.
- Patrones de activación muscular (EMG) del bíceps braquial y tríceps braquial.

La siguiente sección presenta la herramienta informática que permite configurar las sesiones de medida y la adquisición de las variables involucradas en los experimentos.

5.2.4. Interfaz gráfica de usuario

Para la realización de los experimentos se requiere que el sistema sea fácil de operar. Por ello se ha desarrollado una aplicación informática en Visual Basic que proporciona las diversas funciones para controlar el sistema (figura 5.7). Esta aplicación se ha diseñado siguiendo el protocolo de medidas especificado en la sección anterior.

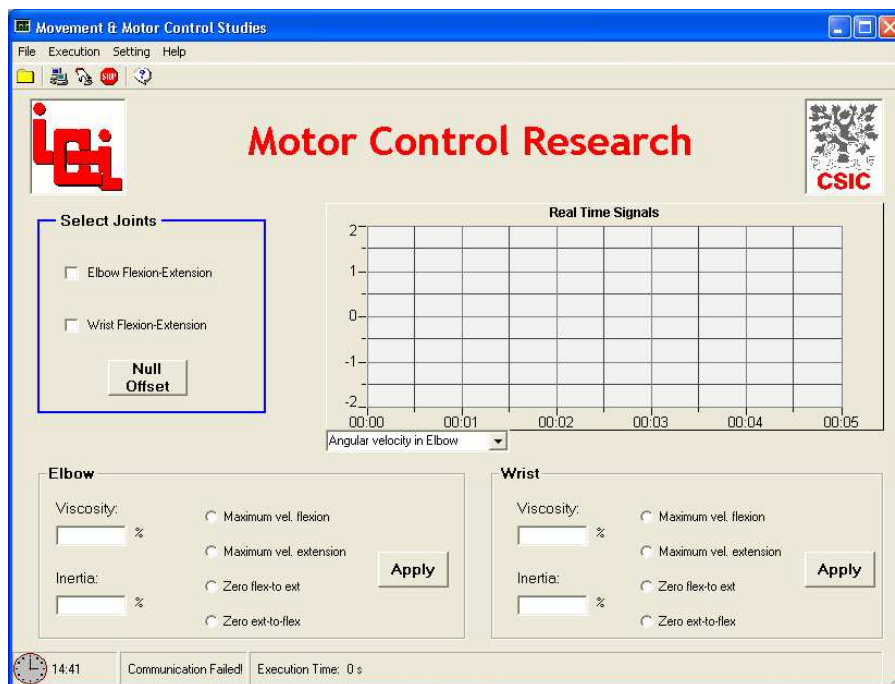


Figura 5.7: Interfaz gráfica de usuario para la configuración y el control del sistema.

Entre las características que proporciona la aplicación informática, se pueden listar las siguientes:

- Comunicación (10 Mbps).
- Adquisición y presentación de información relativa a la biomecánica del movimiento angular (posición, velocidad, par) desde los sensores del exoesqueleto.
- Adquisición y presentación de la información relativa a la actividad electromiográfica desde los sensores de EMG (bíceps y tríceps braquial).
- Configuración de los parámetros en los experimentos.
- Almacenamiento en disco de datos adquiridos en las pruebas.

La aplicación se comunica con la unidad de control mediante TCP/IP Ethernet utilizando una librería de enlace dinámico (DLL-*Dynamic Link Library*). Esta librería contiene funciones que permiten establecer el enlace de comunicación, iniciar y detener la aplicación y cerrar el enlace de comunicación, entre otras. Además, estas funciones se encargan, a bajo nivel, de mantener la bidireccionalidad entre los dos sistemas.

Los datos son grabados en disco como archivos de texto, según un formato específico en el cual éstos pueden ser importados y procesados directamente desde otros programas tales como Matlab.

5.3. Factores que Afectan las Mediciones

Esta sección presenta diversos aspectos prácticos que surgieron en la realización de las pruebas y experimentos con la plataforma experimental, y los diversos factores que pueden afectar a las medidas. Particularmente se revisan los siguientes aspectos:

- a) Sincronización de medidas.

- b) Adaptación y acoplamiento de los sensores EMG de superficie y el exoesqueleto.
- c) Acoplamiento del exoesqueleto y el brazo a través de tejidos blandos.

El primer aspecto se refiere al requerimiento de garantizar que las diferentes mediciones se encuentren sincronizadas. La información de sincronización es generada en los algoritmos que ejecuta la unidad de control, teniendo en cuenta las características de tiempo real de dicha unidad.

El segundo aspecto surge como consecuencia del acoplamiento directo del exoesqueleto robótico y los electrodos EMG de superficie sobre la piel del miembro superior. Esto puede ocasionar movimiento relativo⁴ en la interfaz electrodo–músculo debido a las fuerzas de actuación del exoesqueleto robótico, que a su vez modifica la impedancia entre el electrodo y la piel. Además, la aplicación de fuerzas dinámicas sobre el miembro superior genera movimiento de masas internas, con respecto a los segmentos rígidos (huesos).

La fuerza generada por el exoesqueleto robótico no es transmitida en su totalidad al sistema músculo–esquelético de la persona. Así, el tercer aspecto es una consecuencia del acoplamiento entre el exoesqueleto y el brazo, a través de los tejidos blandos que componen el miembro superior. Esquemáticamente, esto puede visualizarse en la figura 5.8.

De la figura se observa que existen características dinámicas al tejido blando, representadas por B_s y K_s , que deben tomarse en cuenta en el proceso de identificación del sistema.

⁴En la literatura esto es conocido como *motion artifact*.

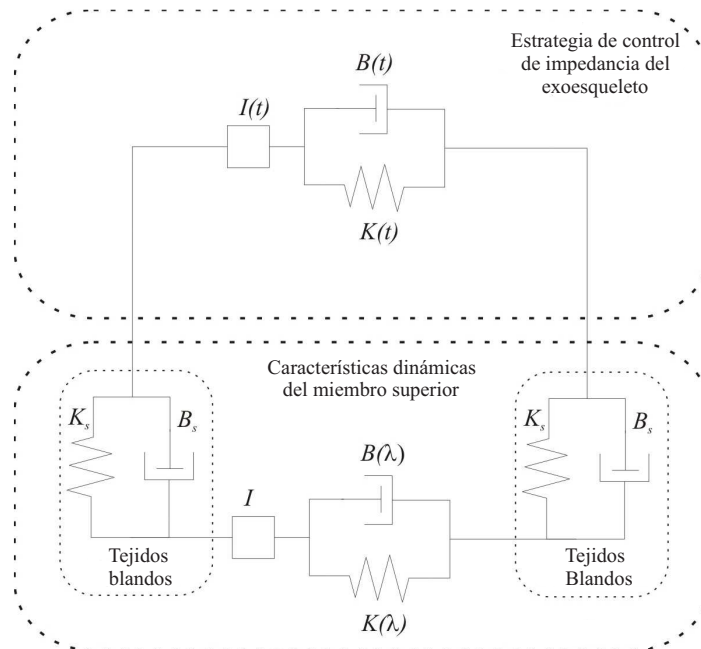


Figura 5.8: Aproximación de la dinámica asociada al sistema brazo-exoesqueleto en que las características de impedancia de cada subsistema se integra en uno global.

5.4. Identificación del Sistema con Información de Par y Posición

En las siguientes secciones se presentan las técnicas de análisis y procesamiento utilizadas para procesar las señales biomecánicas de par ($\Delta\tau$) y desplazamiento angular ($\Delta\theta$). Además, se definen los parámetros utilizados para cuantificar dichas señales, como paso previo al proceso de ajuste de las señales al modelo seleccionado, es decir, a la identificación del sistema.

5.4.1. Análisis de los datos biomecánicos

Los datos cinemáticos (variación en el desplazamiento angular, $\Delta\theta$) y cinéticos (variación en el par, $\Delta\tau$) se han filtrado mediante un filtro pasa-bajas Butterworth de cuarto orden, con una frecuencia de corte de 10 Hz. En este análisis *offline* han sido utilizados filtros no causales de Matlab que no introducen retardos de fase.

La figura 5.9 muestra, a modo de ejemplo, datos registrados correspondientes a

la entrada del sistema $\Delta\tau$ (par), salida del sistema $\Delta\theta$ (desplazamiento angular), y los patrones de activación generados por el sujeto en el proceso de adaptación (EMG bíceps y EMG tríceps braquial, rectificadas y filtradas).

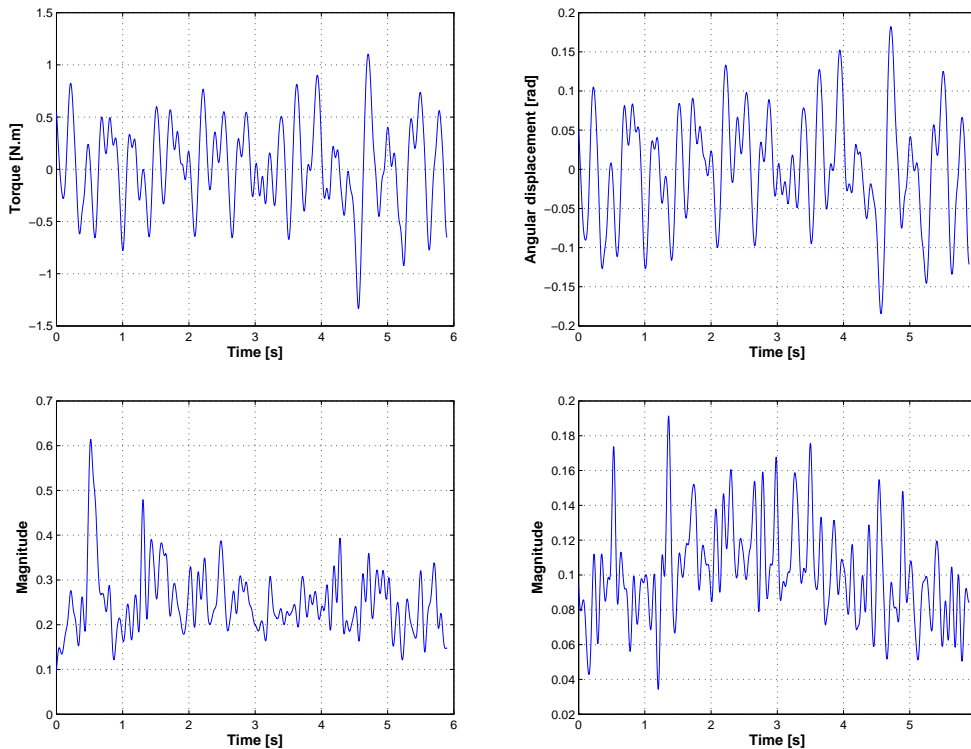


Figura 5.9: Señales registradas (para uno de los sujetos), correspondientes a par, desplazamiento angular, EMG bíceps braquial (abajo, izquierda) y EMG tríceps braquial (rectificadas y filtradas a 10 Hz).

En cada repetición de los experimentos, la longitud del conjunto de datos registrados (10 segundos) es más grande que los necesarios para realizar la estimación de parámetros. Así, el conjunto de datos se ha subdividido en conjuntos más pequeños. Las “ventanas” individuales además se solapan en el tiempo, en un esquema como se presenta en la figura 5.10. Los datos están separados en ventanas ($S_1, S_2 \dots S_n$) de ancho N-muestras (2000 muestras en nuestro caso) y se estima para éstas, los parámetros asociados a la impedancia mecánica del codo. Las ventanas están separadas por un determinado lapso de tiempo (100 milisegundos en nuestro caso). De

esta forma las ventanas se encuentran solapadas (*overlapping*) con el objetivo de identificar la tendencia y variación en el tiempo de los parámetros de impedancia en cada sesión de pruebas.

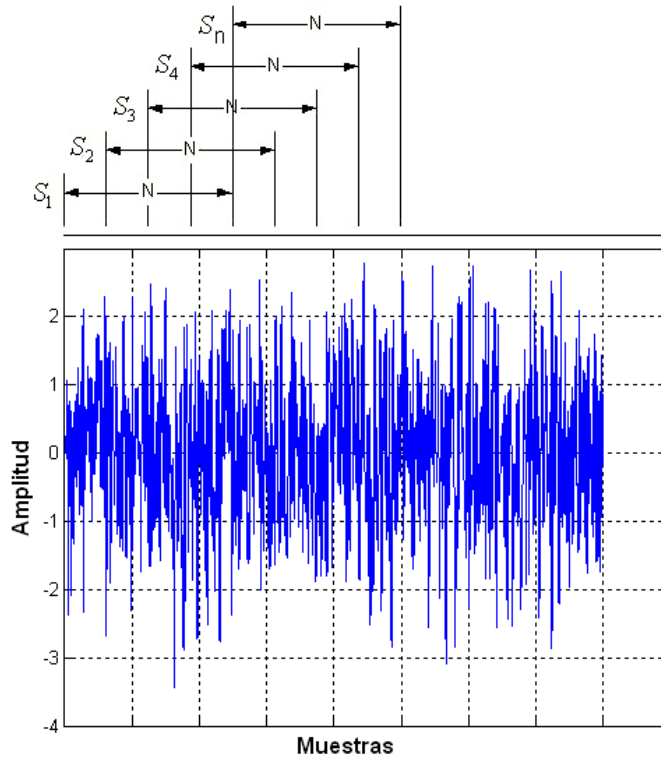


Figura 5.10: Datos separados por ventanas ($S_1, S_2 \dots S_n$) de ancho N-muestras y que se solapan en el tiempo.

Posteriormente, la magnitud RMS de la señal se calcula según la ecuación 5.1.

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i^2} \quad (5.1)$$

Como se presentó en el capítulo anterior, se ha utilizado la relación señal–ruido SNR de los datos biomecánicos (par y posición angular), como índice que permite verificar la calidad de la información obtenida, como paso previo a la estimación de parámetros. Tal como se presentó, este índice está definido por la relación logarítmica de la amplitud RMS de la señal (S_{rms}) a la amplitud RMS del ruido (N_{rms}), ecuación 5.2.

$$SNR = 20 \cdot \log \frac{S_{rms}}{N_{rms}} \quad (5.2)$$

5.4.2. Resultados obtenidos

Esta sección presenta los resultados de la identificación del sistema a partir de la información de la variación de par ($\Delta\tau$) y el desplazamiento angular ($\Delta\theta$). En la figura 5.11 se presenta los parámetros estimados para uno de los sujetos cuya tarea fue la de mantener la postura (mantener el brazo flexionado 90 grados a pesar de las perturbaciones).

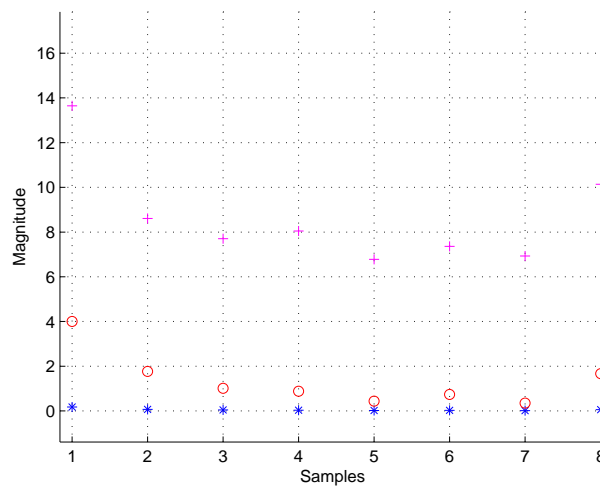


Figura 5.11: Parámetros obtenidos en el proceso de identificación, correspondiente a inercia (azul), viscosidad (rojo) y rigidez (magenta).

Cada muestra del eje X en la figura representa una ventana de dos segundos de los datos registrados. El valor promedio de los parámetros (inercia, viscosidad, rigidez) que se han obtenido para los sujetos 1 y 2 se presentan en las tablas 5.1 y 5.2.

En la literatura se encuentra diversa información cuantitativa relativa a las magnitudes de impedancia mecánica de la articulación del codo, [9]. Los parámetros que han sido obtenidos en los experimentos realizados son comparables a esos valores.

Repetición	Inercia [$N.m.s^2/rad$]	Viscosidad [$N.m.s/rad$]	Rigidez [$N.m/rad$]
1	0.0946	1.7730	9.8768
2	0.1120	2.5365	8.6590
3	0.2074	1.8768	8.9270

Tabla 5.1: Parámetros de impedancia mecánica del codo I , B , y K estimados para el sujeto 1.

Repetición	Inercia [$N.m.s^2/rad$]	Viscosidad [$N.m.s/rad$]	Rigidez [$N.m/rad$]
1	0.2553	3.9087	9.4251
2	0.1631	3.4272	23.2004
3	0.1159	2.1448	13.0318

Tabla 5.2: Parámetros de impedancia mecánica del codo I , B , y K estimados para el sujeto 2.

La figura 5.12 presenta el valor medio y la desviación estándar de los parámetros estimados.

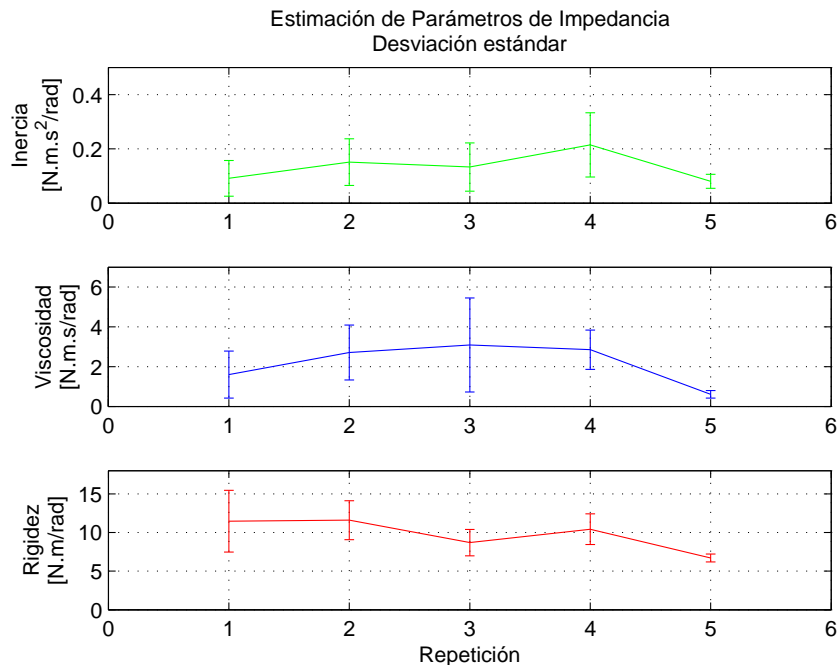


Figura 5.12: Parámetros obtenidos en el proceso de identificación, correspondiente a inercia (arriba), viscosidad (medio) y rigidez (abajo). En cada caso se despliega su desviación estándar.

5.5. Relación entre Viscoelasticidad y sEMG

En las siguientes secciones se presentan las técnicas de análisis y procesamiento aplicadas a las señales electromiográficas y se definen los parámetros utilizados para cuantificar dichas señales, antes de llevar a cabo el proceso de relacionar los parámetros de visco-elasticidad del sistema con sEMG.

Como ha sido propuesto anteriormente, el objetivo del estudio en este capítulo es relacionar diversos parámetros de impedancia mecánica (concretamente viscosidad y rigidez) con información electromiográfica. En ese sentido, se validarán diversas funciones matemáticas lineales (derivadas en la sección 4.6.3) con los datos experimentales.

Los resultados obtenidos en el estudio del presente capítulo, establecen las bases para obtener impedancia mecánica a partir de información sEMG, en este caso para la articulación del codo. Este proceso de estimación puede esquematizarse como se presenta en la figura 5.13.

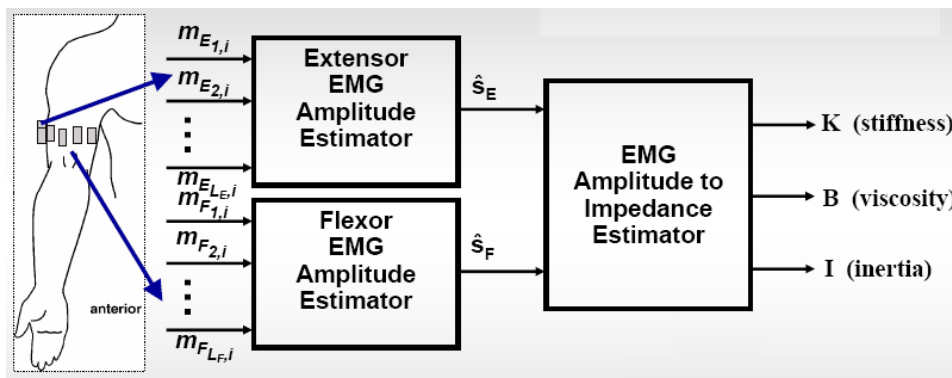


Figura 5.13: Esquemático de la estimación de parámetros de impedancia a partir de la información electromiográfica.

5.5.1. Análisis de los datos EMG

Tal como fue detalladamente descrito en la sección 5.2.2, las señales de EMG fueron rectificadas y la envolvente de la señal extraída usando un filtro pasa-bajas con una frecuencia de corte de 10 Hz. Se ha usado un filtro Butterworth de cuarto orden.

Hay que resaltar que la co-contracción durante los experimentos puede conducir a estimaciones que no son consistentes con la literatura. Es necesario enseñar a los sujetos a relajar los músculos del brazo durante condiciones de cero par. Para el análisis de las señales EMG se han utilizado diversas técnicas. La fidelidad de la señal de EMG depende principalmente por dos aspectos:

- La relación señal a ruido, es decir la razón de la energía en la señal EMG y la energía en la señal de ruido.
- La distorsión de la señal, la contribución relativa de cualquier componente de frecuencia en la señal de EMG no debería ser alterada.

De las simulaciones realizadas en el capítulo anterior, se obtuvo que la relación señal a ruido de las señales electromiográficas debe encontrarse por encima de cierto valor ($SNR > 15$). Esto último para garantizar que la información es válida en el proceso de identificación de parámetros usando información EMG.

La cuantificación de la magnitud SNR se ha realizado para cada señal de EMG registrada, de modo que proporcionara una señal fiable en el proceso de identificación. Las magnitudes N_{rms} y S_{rms} han sido obtenidas identificando los periodos anterior y posterior al comienzo de la contracción muscular, respectivamente (ver figura 5.14). Por ejemplo, para la señal de la figura, la relación señal a ruido obtenida fue de 33.3 decibelios.

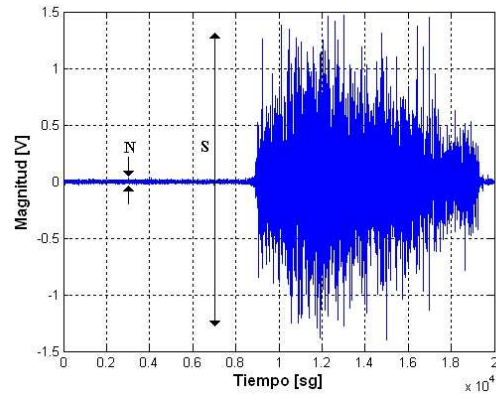


Figura 5.14: Cuantificación de la relación señal a ruido para una de las señales EMG obtenidas (SNR=33.3 dB). N_{rms} es el valor RMS antes del comienzo de la contracción muscular. S_{rms} es el valor RMS durante la contracción.

La figura 5.15 presenta el proceso de análisis de los datos electromiográficos (EMG). La señal EMG registrada (amplificada y filtrada) se presenta en la parte superior de la figura, donde se ha sustraído el *offset* DC de la señal. En la parte media de la figura se muestra la señal rectificada. Finalmente, la magnitud de la señal EMG es estimada, cuantificando el valor RMS (ver parte inferior de la figura).

5.5.2. Resultados obtenidos

El procesamiento de la señal sEMG registrada incluye la obtención de la raíz cuadrática media (RMS—*root mean square*). Inicialmente se han obtenido los valores RMS de los datos EMG. La figura 5.16 presenta la información de cuantificación de la señal EMG, donde la señal registrada está amplificada 2400 veces y pertenece al bíceps braquial de un sujeto típico. El valor RMS se ha obtenido con una ventana de 500 milisegundos.

Como se explicó en el capítulo anterior, el valor RMS proporciona una medida más directa de la energía de la señal, y es el índice que se ha utilizado en el procesamiento de la información EMG.

Para llevar a cabo el proceso de modelado del presente estudio, se ha obtenido

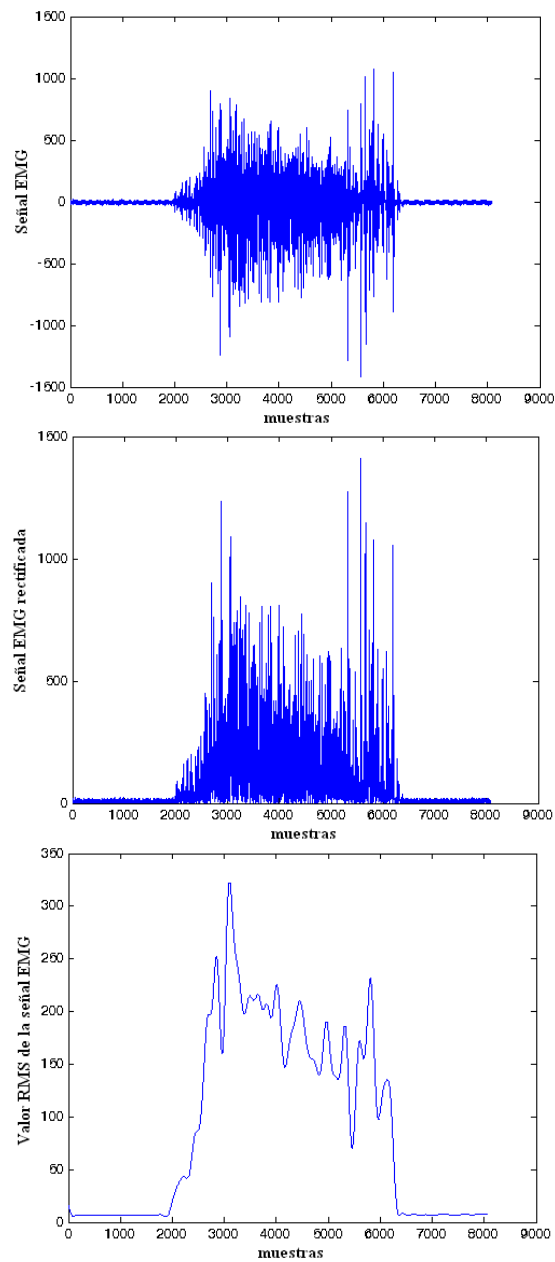


Figura 5.15: Análisis de las señales electromiográficas. Arriba: Señal EMG sin *offset* DC; Medio: Señal rectificada; Abajo: Valor RMS de la señal EMG.

una ecuación lineal de segundo orden (ecuación 5.3), que relaciona la amplitud EMG (\hat{s}_E, \hat{s}_F) y el desplazamiento angular ($\Delta\theta$) al cambio en el par ($\Delta\tau$) generado en la articulación.

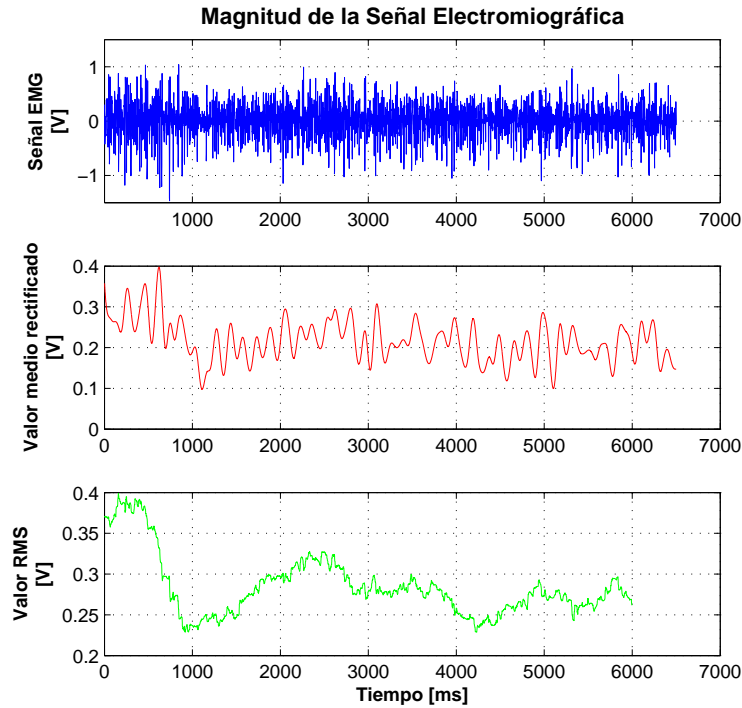


Figura 5.16: Cuantificación de la magnitud de la señal EMG (para uno de los sujetos). Arriba: Señal EMG registrada; Medio: Valor promedio rectificado; Abajo: Valor RMS de la señal sEMG.

$$\Delta\tau = I \cdot \Delta\ddot{\theta} + B(\hat{s}_E, \hat{s}_F) \cdot \Delta\dot{\theta} + K(\hat{s}_E, \hat{s}_F) \cdot \Delta\theta \quad (5.3)$$

De acuerdo con la literatura, la función de rigidez K y la función de viscosidad B varían con el cambio en el nivel de activación del músculo, mientras el parámetro inercial I es una cantidad aproximadamente constante (ver figura 5.11). En el presente estudio las características de variación de dichas funciones (K y B) se han considerado lineales, según lo visto en el capítulo anterior (sección 4.6.3). De esta forma, se ha definido una relación aproximadamente lineal entre la actividad EMG, la visco-elasticidad de la articulación y los pares articulares. Estas relaciones pueden expresarse matemáticamente tal como se presenta en las ecuaciones 5.4 y 5.5.

$$B(\hat{s}_E, \hat{s}_F) = b_e \cdot \hat{s}_E + b_f \cdot \hat{s}_F \quad (5.4)$$

$$K(\hat{s}_E, \hat{s}_F) = k_e \cdot \hat{s}_E + k_f \cdot \hat{s}_F \quad (5.5)$$

En el modelo de las ecuaciones anteriores, las funciones elástica (K) y viscosa (B) son proporcionales a las amplitudes EMG (\hat{s}_E y \hat{s}_F). Como evidencia de esta afirmación, diversos estudios han demostrado que la amplitud EMG aumenta con el aumento del par de la articulación y de esa misma forma los parámetros elástico y viscoso, [9, 122].

Siguiendo la metodología de la sección 4.6.3, se aplicaron las relaciones matemáticas a los datos experimentales registrados. Así, el proceso de relacionar los parámetros de la impedancia mecánica de viscosidad y rigidez con la información electromiográfica, involucra los siguientes pasos:

- a) Validar la información registrada (usando como criterio las magnitudes SNR mínimas) y separar los datos en ventanas, tal como ha sido presentado en la sección 5.4.1.
- b) Identificar K y B a partir de perturbaciones mecánicas, basado en la ecuación 5.3.
- c) Relacionar los parámetros obtenidos (K y B) con la información sEMG, siguiendo las ecuaciones 5.4 y 5.5.
- d) Obtener los coeficientes k_e, k_f, b_e y b_f por regresión lineal, para cada una de las ventanas de datos consideradas.
- e) Repetir el proceso para relacionar las variables, con las diferentes repeticiones de los sujetos.

Las figuras 5.17 y 5.18 presentan las estimaciones de K y B respectivamente, para uno de los sujetos (tarea postural, isométrica). Dichos parámetros fueron calculados después de obtener los coeficiente de las ecuaciones 5.4 y 5.5 para todas las

ventanas consideradas.

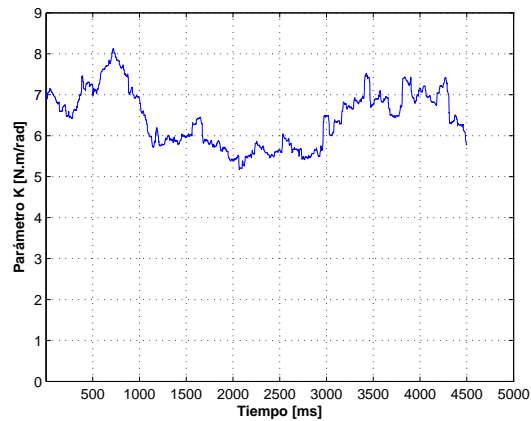


Figura 5.17: Estimación del parámetro de rigidez elástica K para un nivel de par bajo.

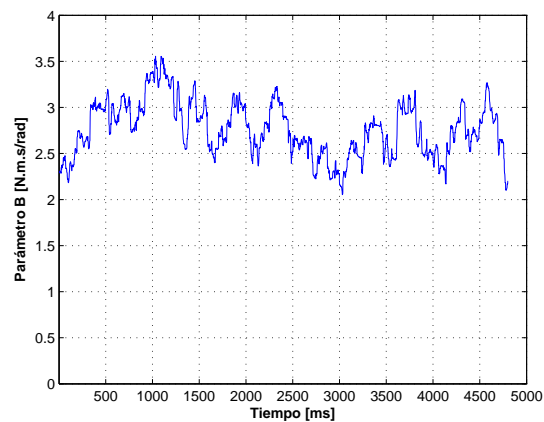


Figura 5.18: Estimación del parámetro de viscosidad B para un nivel de par bajo.

De las figuras puede observarse que los parámetros permanecen aproximadamente constantes (tarea isométrica con nivel de par constante). Las variaciones que se observan surgen por la modificación del par generado por el sujeto en su objetivo de mantener la postura, como se refleja en los patrones de activación muscular registrados.

La figura 5.19 representa la media y la desviación estándar de los parámetros B y K para 4 sujetos. Para cada sujeto (en el eje X), se ha tomado el promedio de los valores obtenidos en cada una de sus repeticiones.

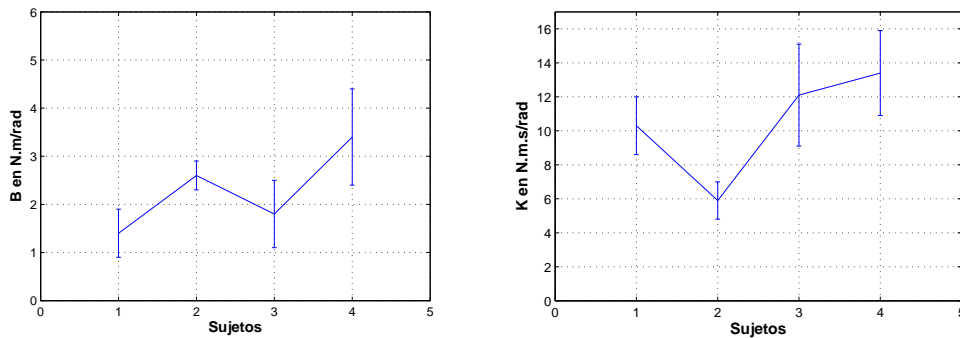


Figura 5.19: Media y desviación estándar de los parámetros B (izquierda) y K (derecha) para 4 sujetos.

Los resultados de la figura muestran una alta variabilidad en los parámetros, que se refleja en la magnitud de la desviación estándar y el valor promedio entre los diferentes sujetos. En la siguiente sección se revisarán los diversos aspectos que pueden estar directamente implicados en esta variabilidad.

5.6. Discusión

La relación dinámica entre la posición angular y el par define la dinámica de la articulación. Se ha utilizado un modelo paramétrico para describir el comportamiento del sistema (en nuestro caso, la dinámica de la articulación del codo). Los resultados experimentales para una determinada condición (postura constante, contracción isométrica), mostraron que el sistema de la articulación del codo se comporta aproximadamente como un sistema lineal de segundo orden para el rango de frecuencia considerado entre 2 Hz y 10 Hz.

Esta sección describe desde un punto de vista crítico, las suposiciones que se han

considerado y los modelos que han sido utilizados en la identificación del sistema, al igual que diversas alternativas para obtener estimaciones más fiables y precisas. Entre las fuentes de error en la utilización de la aproximación considerada a lo largo del capítulo están que la dinámica de la articulación no es lineal y los parámetros de la dinámica varían sustancialmente según el nivel de activación muscular y la posición angular.

Además de la identificación basada en modelos, tal como se utilizó en el presente capítulo, es necesario considerar diversos métodos de correlación de la información EMG mediante otros métodos tales como redes neuronales, control borroso, etc. (figura 5.20). Así mismo, es necesario considerar otros modelos paramétricos para la identificación del sistema, [155]. Las siguientes secciones discuten algunos aspectos que deben considerarse.

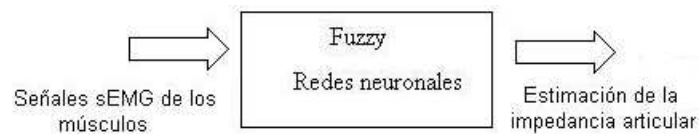


Figura 5.20: Predicción de visco-elasticidad de la articulación a partir de información sEMG, usando diversas técnicas.

5.6.1. No linealidad

El sistema de control motor humano y en general los sistemas biológicos se caracterizan por tener una respuesta no lineal, aunque bajo determinados rangos y condiciones dichas respuestas pueden aproximarse a un modelo lineal. Un tema importante en los estudios de la dinámica articular es el análisis cuantitativo de los aspectos no lineales de la dinámica. El trabajo en [156] presenta un análisis de la validez del modelo lineal de segundo orden para el modelado del miembro superior.

5.6.2. Número de músculos en el modelo

Además de los músculos bi-articulares medidos (*biceps brachii long head* y *triceps brachii long head*), que intervienen en el control de la postura y movimiento al

nivel de la articulación del codo, existen otros músculos que contribuyen a la modulación de la impedancia, tales como los pertenecientes al bíceps braquial (*biceps brachii short head*), al tríceps braquial (*triceps brachii lateral head and medial head*) y el músculo extensor carpo radial, entre otros.

Incrementando el número de músculos en el modelo para cuantificar el par y la visco-elasticidad de la articulación, se debería mejorar la estimación.

5.6.3. *Crosstalk* de la señal EMG

Con los electrodos EMG de superficie no se puede diferenciar exactamente entre co-contracción y *crosstalk*. De esta forma, es posible que la señal proveniente de *crosstalk* se enmascare con la proveniente de co-contracción). Una manera de determinar el *crosstalk* es obtener los coeficientes de correlación de las señales provenientes de los músculos agonista y antagonista. Dichos coeficientes nos permiten dimensionar el grado de relación entre las señales.

5.6.4. Variabilidad de los parámetros

La descripción lineal de la dinámica de la articulación, alrededor de un punto de equilibrio, proporciona una descripción cuantitativa y objetiva del comportamiento mecánico de la misma, que puede ser útil para la estimación clínica de la funcionalidad articular.

Una de los principales inconvenientes es la variabilidad entre sujetos. Esta variabilidad puede estar relacionada con los requerimientos de control postural y de movimientos individuales. Diversos estudios han abordado la estimación de parámetros que varían con el tiempo, [157, 158].

Así, cuando la información de la dinámica articular se va a utilizar para comandar algún dispositivo tal como una prótesis u ortosis, se requiere un proceso de aprendizaje. En este caso una aproximación basada en redes neuronales puede ser

conveniente.

5.6.5. Fatiga muscular

Al producirse un determinado par en las articulaciones y al mantenerse una postura específica se genera fatiga, cuando se mantiene este estado durante un período de tiempo dado. Esta fatiga se puede definir como un decremento en la fuerza generada por un grupo muscular durante activación neuronal constante o inversamente como un incremento en la activación neuronal requerida para mantener una fuerza constante. Esto es acompañado por variaciones en las características de la señal EMG, especialmente en las características espectrales, [159]. Así, puede esperarse que dichos cambios alteraron la dinámica de la articulación.

5.7. Conclusiones del Capítulo

Los experimentos presentados se centraron en estimar las propiedades de la impedancia mecánica de la articulación del codo y en relacionar viscoelasticidad con información EMG. La identificación del sistema se ha realizado aplicando una perturbación mecánica que produce cambios en la dinámica del sistema (articulación del codo).

Así, se ha profundizado en la aproximación para estudiar e identificar el comportamiento dinámico (en términos de impedancia mecánica) del codo bajo condiciones específicas. Se ha enfocado el estudio como un problema de identificación de sistemas y se ha tomado el modelo matemático de segundo orden masa-amortiguador-resorte para ajustar los datos obtenidos. A pesar de que este modelo no tiene en cuenta las no linealidades que puedan existir y los parámetros variantes en el tiempo (de la dinámica del modelo), proporciona una aproximación de las propiedades mecánicas dominantes de la articulación del codo. De otro lado, la relación de la información EMG con la impedancia computada se puede considerar como una función de la ac-

tividad EMG. Determinar y evaluar esta relación funcional fue uno de los objetivos de los experimentos.

La correcta colocación de los electrodos EMG y la adquisición de las señales debe garantizarse antes de la realización del procedimiento de identificación del sistema (articulación del codo). De esta manera, se propone un proceso de validación de la adquisición de la información EMG, para obtener un determinado patrón de activación muscular específico. El patrón de activación corresponde a uno de tipo trifásico, característico de movimientos rápidos. En las mediciones de los experimentos, los retardos obtenidos en los picos de activación de los músculos agonista-antagonista fueron alrededor de 90 ms, que se encuentra en el rango encontrado en la literatura. Además, se observaron que el músculo agonista posee dos instantes de activación principales. Estas características obtenidas sirven para validar la información captada por los electrodos EMG de superficie.

La función de viscosidad B y de rigidez K de la articulación, varían con el cambio en el nivel de activación del músculo, mientras el parámetro inercial I es una cantidad aproximadamente constante, tal como se deriva de los parámetros estimados. Con estas consideraciones, se desarrolló un modelo que relaciona las estimaciones de amplitud EMG con las funciones K y B en forma lineal. Este modelo aproxima las características más relevantes de la articulación.

Los métodos experimentales y el protocolo de medidas se han implementado en una aplicación informática desarrollada para tal fin. Esta aplicación permite configurar los experimentos de acuerdo con las tareas a realizar por los sujetos y la adquisición adecuada de los datos.

En la estimación de parámetros de los experimentos, se han obtenido magnitudes en el rango de 2.5 a 4.7 $N.m.s/rad$ para el parámetro de viscosidad y de

5.3 a 13.1 $N.m/rad$ para el parámetro de rigidez. Estas magnitudes corresponden a condiciones particulares de los experimentos, donde los sujetos mantuvieron el nivel de par aproximadamente constante sin resistir a las perturbaciones, y con una co-contracción muscular pequeña. Estas magnitudes están en el rango que se encuentra en la literatura.

Los parámetros obtenidos en la identificación demuestran que la dinámica de la articulación del codo se puede aproximar a un sistema de segundo orden. Sin embargo, las condiciones del experimento se deben mantener constantes, i.e. la posición angular, el nivel de activación muscular y la condición de fatiga.

El método que se ha presentado para estimar las características dinámicas de impedancia es adecuado para ser usado en diversas aplicaciones tanto de investigación como clínicas. Las características de modulación de la impedancia proporcionan información valiosa en robótica, modelado del sistema de control motor humano, en programas de rehabilitación, programas de entrenamiento y biomecánica, entre otros. Por ejemplo, en aplicaciones clínicas, la cuantificación del comportamiento dinámico de las articulaciones, proporciona realimentación en el proceso de terapia de personas con apoplejía que están sometidas a rehabilitación robótica de los brazos afectados, [126].

Como trabajo futuro, se pueden emplear diversos métodos para relacionar la información EMG con impedancia mecánica, tales como redes neuronales, control borroso, etc. Además, se podrían considerar otros modelos paramétricos para la identificación del sistema.

Con el objetivo de obtener un modelo más exacto de la dinámica de la articulación, es necesario incluir las no linealidades y efectos reflejos involucrados. Sin embargo, el modelo compacto y lineal introducido en este estudio es suficiente para

caracterizar los principales factores que relacionan la dinámica articular con la activación muscular. Este modelo simple es ventajoso porque permite utilizar señales EMG (de electrodos de superficie) para predecir la dinámica en lugar de utilizar mediciones directas.

Capítulo 6

Conclusiones y Trabajo Futuro

La presente tesis doctoral se enmarca en el área de la Biomecatrónica, que concierne al campo multidisciplinario de interacción de dispositivos robóticos con el sistema neuromuscular-esquelético. En este campo científico-tecnológico se integra neurociencia, robótica, tecnologías de interfaz y sensores, sistemas dinámicos y teoría de control. Uno de los objetivos más importantes de este campo es su aplicación para la asistencia a la discapacidad neuromotora. Un objetivo derivado se relaciona con los posibles métodos de interfaz con el cuerpo humano en todos los niveles jerárquicos del sistema motor humano. La aplicación de los sistemas de asistencia motora pueden servir para alcanzar diversas metas: estos pueden tomar parte del control motor afectado, pueden permitir que el sistema motor ejecute la función deseada o pueden ayudar al entrenamiento del sistema.

Con la realización del presente trabajo, se ha desarrollado y validado una plataforma robótica multimodal, que permite la interacción conjunta entre un exoesqueleto de miembro superior acoplado al brazo de una persona y un conjunto de dispositivos independientes. Una parte importante de la tesis es la evaluación de la plataforma mediante una serie de experimentos, en un ámbito particular del sistema de control motor humano: el modelado del comportamiento dinámico de la articulación del codo, y la relación entre la visco-elasticidad de dicha articulación y la información

EMG de los músculos que intervienen en la misma.

Como se ha presentado en los capítulos anteriores, un exoesqueleto robótico se adapta o acopla a una persona de modo que el contacto físico entre el operador y el exoesqueleto permite una transferencia directa de potencia mecánica y señales de información. De esta manera, el espacio de trabajo de los exoesqueletos, sus grados de libertad semejantes a los del brazo humano y además la capacidad de estos dispositivos de aplicar fuerzas dinámicas independientemente en cada articulación del miembro superior, abre un abanico de posibilidades de diversa índole para estudios e investigación.

La plataforma de investigación implementada, utiliza un exoesqueleto robótico con capacidad de aplicar fuerzas o pares en diversas articulaciones del cuerpo humano. Paralelamente, se pueden adquirir señales asociadas a la actividad bioeléctrica del sujeto tales como EMG (electromiografía) y a las características biomecánicas del movimiento realizado por el miembro superior (variables cinemáticas y cinéticas). Esta plataforma está formada por diversos módulos integrados bajo una arquitectura común.

El dispositivo robótico desarrollado está provisto de elementos sensores que miden las variables cinéticas y cinemáticas del movimiento articular. También, está provisto de actuadores encargados de aplicar par sobre el brazo y de una estructura mecánica que sirve tanto de soporte como de interfaz entre los algoritmos de control y el miembro superior. La unidad de control de la plataforma proporciona una interfaz de comunicación en red *Ethernet*, de forma que remotamente se puede descargar y controlar la ejecución del algoritmo en el controlador, y se puede monitorizar todas las señales relativas a la biomecánica del movimiento. La unidad de control proporciona una arquitectura abierta para la depuración de aplicaciones y además permite su validación en tiempo real.

Una plataforma de este tipo permite explorar diversos aspectos en líneas de investigación multidisciplinarias, de manera que posee una importante implicación en neurociencia, control neuromotor, neurofisiología, estudio del movimiento humano, neuro-rehabilitación y biomecánica. En la rama de la neurociencia que trata sobre el control neuromotor, permite identificar los mecanismos usados por el SNC en la implementación y ejecución del movimiento. Enfocado a la discapacidad, se puede emplear como una herramienta para identificar las alteraciones en la generación y modulación del movimiento debido a diversas patologías del sistema motor.

En rehabilitación motora, permite implementar terapias específicas al tiempo que cuantifica la recuperación de las funciones motoras durante la terapia. En neurofisiología permite estudiar, en conjunto con herramientas para el registro electromiográfico y electroencefalográfico, las variaciones de la actividad bioeléctrica de sistema nervioso ante condiciones específicas. Por ejemplo, se puede examinar la función de varias áreas sensoriales y motoras del cerebro, bajo condiciones experimentales que involucren la ejecución de movimientos y la alteración de la mecánica del movimiento.

Para la evaluación de la plataforma, se ha realizado una serie de estudios en el campo del control neuromotor. Concretamente, el estudio se enfoca por un lado, en determinar la impedancia mecánica de la articulación del codo, y por otro, en determinar la viabilidad de obtener características del comportamiento dinámico (en términos de impedancia mecánica) del codo a partir de información electromiográfica. En ese sentido se ha relacionado la información biomecánica con los datos de EMG, mediante una serie de relaciones matemáticas lineales derivadas.

Para el análisis de los datos se ha utilizado el índice SNR (relación señal-ruido) para verificar la calidad de la información biomecánica y electromiográfica adquirida.

El SNR se computa como la relación logarítmica de la amplitud RMS de la señal a la amplitud RMS del ruido. En las simulaciones realizadas se obtuvo que es necesaria una magnitud mínima en el SNR de 18 para las señales biomecánicas y de 15 para las señales EMG, para obtener una estimación fiable de parámetros, correspondiente a errores menores al 10 %.

Por otro lado, se han simulado los errores producidos en la estimación de parámetros variantes del modelo, teniendo en cuenta que los sistemas biológicos se comportan de esta manera. Para los parámetros considerados en la estimación, se ha obtenido que la máxima frecuencia de variación de los parámetros debe ser inferior de 0.7 Hz, con el objetivo de obtener valores fiables.

Los resultados experimentales en tareas de postura constantes e isométricos, mostraron que el sistema de la articulación del codo puede modelarse como un sistema lineal de segundo orden para el rango de frecuencia considerado entre 2 Hz y 10 Hz. Con el objetivo de obtener un modelo más exacto de la dinámica de la articulación sería necesario incluir las no linealidades y efectos reflejos involucrados. Sin embargo, el modelo lineal derivado en el estudio presentado es suficiente para caracterizar los principales factores que relacionan la dinámica articular a la activación muscular. Este modelo simple tiene la ventaja de que permite utilizar señales EMG (de electrodos de superficie) para predecir la dinámica en lugar de utilizar mediciones directas.

En los experimentos de validación, el dispositivo robótico se ha acoplado al brazo del sujeto para la aplicación de perturbaciones mecánicas, en nuestro caso perfiles de par sobre la articulación del codo del sujeto. La sujeción del dispositivo y el brazo tiene que ser tan rígida como sea posible, para que la fuerza generada por el dispositivo sea liberada casi en su totalidad sobre el brazo.

La respuesta EMG está afectada por los reflejos. Así, durante un corto intervalo de tiempo la impedancia mecánica se debe principalmente a la componente intrínseca del brazo. En los estudios realizados en la tesis, se ha determinado el comportamiento dinámico de la articulación, debido a todos los componentes que contribuyen a regular dicho sistema.

6.1. Aportaciones

La presente tesis doctoral abarca tres componentes: una científica, una tecnológica y otra experimental con sujetos reales. La componente tecnológica se refiere a la implementación física de una plataforma robótica multimodal. De otro lado, la componente científica está implicada con el modelado de la dinámica de una articulación humana (específicamente el codo) y con la relación entre dicha dinámica (en términos de viscoelasticidad) y la información EMG del grupo muscular asociado a la articulación. Finalmente, la componente experimental está implicada con la ejecución de un protocolo de medidas con sujetos, para validar la componente científica con datos reales.

Así, la tesis doctoral ha descrito el desarrollo e implementación de un sistema robótico para realizar estudios experimentales del sistema neuromotor humano. Se ha realizado una serie de experimentos para evaluar su funcionalidad y validar el sistema en una aplicación concreta. La plataforma de experimentación está conformada por un exoesqueleto robótico para miembro superior, que es controlado remotamente por un ordenador que dispone de una aplicación informática. También, existe una serie de dispositivos independientes para la adquisición simultánea de información. Esta arquitectura fomenta la realización de estudios en una amplia variedad de escenarios. A continuación se listan y describen las principales aportaciones del proyecto:

- Se ha implementado un exoesqueleto robótico, utilizando como punto de partida el exoesqueleto WOTAS, [68]. Específicamente, el dispositivo se utiliza

como una herramienta de estudio en el área del control neuromotor y de movimiento humano. Se han validado los perfiles de fuerza generados y aplicados por el exoesqueleto robótico, mediante una serie de pruebas experimentales.

- Se ha desarrollado un módulo de adquisición y acondicionamiento de señales electromiográficas (EMG), que permite registrar los patrones de activación muscular. Además, una unidad de control ejecuta en tiempo real las estrategias de control y contiene las tarjetas de adquisición de señales. Existen otros módulos (IMU, EEG) que pueden ser integrados dentro de la plataforma experimental.
- Se ha desarrollado una aplicación informática (*software*), que implementa el protocolo de medidas para realizar la validación de la plataforma. Esta aplicación permite comunicarse con la unidad de control y permite configurar las diversas condiciones consideradas en los experimentos. También, permite análisis de los datos, representación visual de la información tanto la relativa al movimiento de las articulaciones como la adquirida de la actividad bioeléctrica y almacenamiento de datos a disco para procesamiento posterior.
- Con el fin de validar la plataforma experimental, se han planteado y configurado un conjunto de experimentos en control motor humano, específicamente en la identificación del comportamiento dinámico del sistema articular del codo. Además, los parámetros mecánicos del sistema articular (específicamente rigidez y viscosidad) se han relacionado matemáticamente con la información EMG adquirida, mediante una serie de ecuaciones derivadas.
- Se realizaron un conjunto de simulaciones con el objetivo de determinar los índices y magnitudes óptimos para el análisis de las señales obtenidas. Además, las simulaciones permitieron validar las técnicas de identificación del sistema, previo a la realización de pruebas experimentales.
- Se ha llevado a cabo una metodología experimental para la identificación y

caracterización de la impedancia mecánica asociada al miembro superior, con el objetivo de obtener parámetros en términos de inercia, viscosidad y rigidez. Aunque las magnitudes de las perturbaciones mecánicas aplicadas en los experimentos han sido determinados empíricamente, se propone que en un futuro dichas magnitudes sean proporcionales a los parámetros de la impedancia del miembro superior.

- Uno de los objetivos de los experimentos fue determinar la viabilidad de estimar la dinámica de la articulación del codo a partir de información electromiográfica. Así, se definieron varios parámetros, tales como el valor RMS de las señales EMG, para cuantificar su magnitud y relacionarla matemáticamente con la información biomecánica.

En el proceso de derivar la relación entre los diversos parámetros de impedancia mecánica (concretamente viscosidad y rigidez) con la información electromiográfica, se han validado un conjunto de funciones matemáticas lineales (derivadas en la sección 4.6.3) con los datos experimentales.

6.2. Futuras Líneas de Investigación

En el Grupo de Bioingeniería del Instituto de Automática Industrial (CSIC) donde se realizó el presente trabajo doctoral, actualmente se utiliza el sistema descrito para la ejecución de un conjunto de experimentos en control motor humano, [160]. Entre las líneas de investigación en este ámbito están:

- Estudio del movimiento humano (al nivel del miembro superior) bajo cargas externas, ampliando su utilización a otras articulaciones como la muñeca.
- Caracterización de las propiedades mecánicas del miembro superior y sus articulaciones, cuantificando las componentes intrínsecas y reflejas independientemente.

- Correlación de patrones electromiográficos y electroencefalográficos con diferentes tareas motoras, con el fin de relacionar las respuestas obtenidas con modelos y teorías existentes en control motor humano.
- Configuración de experimentos que involucren no solo control postural sino también control del movimiento.
- Utilización de modelos y técnicas de análisis avanzadas para la cuantificación de los efectos de no linealidad y de parámetros variantes en el tiempo. Además, determinar la variación de la impedancia mecánica asociada a las articulaciones como una función de la activación muscular y la posición angular.

Además, se está implementando una red de dispositivos que se controlan mediante un protocolo de comunicación común, [161]. Es una red de área personal PAN (*Personal Area Network*), que utiliza una interfaz física CAN (*Controller Area Network*).

Por otro lado, se está desarrollando una versión ampliada del exoesqueleto robótico descrito en el presente trabajo, que abarcará otras articulaciones tales como el hombro, y con un ámbito de aplicación más general que permitirá realizar estudios sobre diversas patologías y estudios en otros campos de investigación. Particularmente, este exoesqueleto permitirá la generación y aplicación de pares y campos de fuerza definidos sobre toda la cadena cinemática del miembro superior.

6.3. Publicaciones Derivadas de la Tesis

- **A.F. Ruiz**, A. Forner-Cordero, E. Rocon and J.L. Pons. "Exoskeletons for Rehabilitation and Motor Control". *Proceedings of the IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, Pisa, Italia, 2006. ISBN: 1-4244-0040-6, pp. 601-606.

- **A.F. Ruiz**, E. Rocon, F.J. Brunetti, J.C. Moreno, L. Bueno and J.L. Pons. “NeuroLab: A multimodal networked exoskeleton for neuromotor and biomechanical research”. *International Conference on Biomedical Electronics and Devices (BioDevices)*, 2008. ISBN: 978-989-8111-19-7, vol. 2, pp. 68-73.
- **A.F. Ruiz**, A. Forner-Cordero, E. Rocon y J.L. Pons. “Neuro-Robótica para la Rehabilitación, Asistencia y Compensación Funcional de Personas con Discapacidades Motoras”. *V Congreso Iberoamericano sobre Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad*, Cartagena de Indias, Colombia, 2008.
- F. Brunetti, **A.F. Ruiz**, J.C. Moreno and J.L. Pons. “On the use of communication networks in wearable robots”. *In Wearable Robots Workshop at International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, 2008.
- **A.F. Ruiz**, E. Rocon, R. Raya and J.L. Pons. “Coupled Control of Human-Exoskeleton Systems: an Adaptative Process”. *IEEE International Conference on Human System Interaction (HSI)*, 2008. ISBN: 1-4244-1543-8, pp. 242-246.
- **A.F. Ruiz**, E. Rocon, A. Forner-Cordero, F.J. Brunetti, L. Bueno and J.L. Pons. “Experimental Integrated System to Study Human Movement and Neuro-Motor Control”. *Journal of Neuroscience Methods*, 2008. En revisión.
- E. Rocon, **A.F. Ruíz**, R. Raya, A. Schiele and J.L. Pons. “Chapter 5: Human-Robot Physical Interaction”. *In Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*. John Wiley & Sons Ltd., pp. 127-164. ISBN: 978-0-4705129-44, 2008.
- E. Rocon, **A.F. Ruíz** and J.L. Pons. “Chapter 8: Wearable Upper-Limb Robots”. *In Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*. John Wiley & Sons Ltd., pp. 235-282. ISBN: 978-0-4705129-44, 2008.
- **A.F. Ruiz**, A. Forner-Cordero, E. Rocon y J.L. Pons. “Relación Entre las Características Dinámicas de las Articulaciones del Miembro Superior y la Información Bioeléctrica”. *Actas de las XXIX Jornadas de Automática del CEA-*

IFAC, Tarragona, España, 2008. Premio al mejor trabajo en el área temática de Bioingeniería.

- **A.F. Ruiz**, F.J. Brunetti, E. Rocon, A. Forner-Cordero y J.L. Pons. “Adquisición y Procesado de Información EMG en el Modelado de Sistemas Biológicos”. *Actas de las XXVIII Jornadas de Automática del CEA-IFAC*, Huelva, España, 2007.
- J.L. Pons, E. Rocon, **A.F. Ruiz** and J.C. Moreno. “Upper-Limb Robotic Rehabilitation Exoskeleton: Tremor Suppression”. *In Rehabilitation Robotics*, Ed. I-Tech Education and Publishing, pp.471-498. ISBN: 978-3-902613-01-1, 2007.
- E. Rocon, J.M. Belda-Lois, **A.F. Ruiz**, M. Manto and J.L. Pons. “Design and Validation of a Rehabilitation Robotic Exoskeleton for Tremor Assessment and Suppression”. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2007. Vol. 15, No. 3, pp. 367-378.
- **A.F. Ruiz**, E. Rocon y J.L. Pons. “Identificación de las propiedades biomecánicas de la articulación del codo mediante un exoesqueleto robótico”. *Actas de las XXVII Jornadas de Automática del CEA-IFAC*. Almería, España, 2006. ISBN: 84-689-9417-0, pp. 320-325.
- E. Rocon, J.C. Moreno, **A.F. Ruiz**, F. Brunetti, J.L. Pons and J.A. Miranda. “Application of Inertial Sensors in Rehabilitation Robotics”. *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, 2007. ISBN: 1-4244-1320-6, pp. 145-150.
- F. Brunetti, J.C. Moreno, **A.F. Ruiz**, E. Rocon and J.L. Pons. “A new platform based on IEEE802.15.4 wireless inertial sensors for motion capture and assessment”. *28th International Conference of the IEEE/Engineering in Medicine and Biology Society*, 2006.
- J.C. Moreno, E. Rocon, **A.F. Ruiz**, F.J. Brunetti and J.L. Pons. “Design and implementation of an inertial measurement unit for control of artificial limbs:

application on leg orthoses”. *Journal of Sensors and Actuators B*, 2006, 118, pp. 333-337.

- E. Rocon, **A.F. Ruiz** and J.L. Pons. “Biomechanical Modelling of the Upper Limb for Robotic-based Orthotic Tremor Suppression”. *Applied Bionics and Biomechanics*, 2005. ISSN: 1176-2322. Vol.2, No. 2, pp. 81-85.
- F. Brunetti, **A.F. Ruiz**, E. Rocon, J.C. Moreno, A. Cullell, L. Bueno, A. Forner-Cordero y J.L Pons. “Un conjunto de herramientas portátiles para la valoración y el estudio de desórdenes neuromotores”. *Actas del XXVI Jornadas de Automática*, 2005. ISBN: 84-689-0730-8, pp. 63-67.
- **A.F. Ruiz**, E. Rocon y J.L. Pons. “Sistema de Monitorización e Intervención en Pacientes con Temblor”. *Actas del Simposio de Ingeniería de Sistemas y Automática en Bioingeniería*, 2005. ISBN: 84-9732-452-8, pp. 21-26.
- **A.F. Ruiz**, E. Rocon, R. Ceres, L. Calderón y J.L. Pons. “Plataforma de Gestión aplicada a la Medición, Análisis y Control de Movimiento Tembloroso”. *Actas del IV Congreso Iberoamericano sobre Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad*, Vitoria, Brasil, 2006. ISBN: 84-96023-45-1.
- F. Brunetti, L. Bueno, **A.F. Ruiz**, J.C. Moreno y J.L Pons. “Ruido en sistemas electromiográficos superficiales portátiles”. *Actas del XXVI Jornadas de Automática*, 2005. ISBN: 84-689-0730-8, pp. 57-62.

Bibliografía

- [1] A. Avizienis, J.C. Laprie, B. Randell, and C. Landwehr. Basic concepts and taxonomy of dependable and secure computing. *IEEE Transactions on Dependable and Secure Computing*, 1:11–33, 2004.
- [2] R. Alami et. al. Safe and dependable physical human-robot interaction in anthropic domains: State of the art and challenges. In A. Bicchi and A. De Luca, editors, *Proc. IROS 2006 Workshop on pHRI - Physical Human-Robot Interaction in Anthropic Domains*, 2006.
- [3] S. Jezernik, G. Colombo, and M. Morari. Automatic gait-pattern adaptation algorithms for rehabilitation with a 4-dof robotic orthosis. *IEEE Transaction On Robotics and Automation*, 20(3):574–582, 2004.
- [4] E. Rocon. *Reducción Activa de Temblor Patológico de Miembro Superior Mediante Exoesqueletos Robóticos*. PhD thesis, Universidad Politécnica de Madrid, 2006.
- [5] A. Frisoli, F. Rocchi, S. Marcheschi, A. Dettori, F. Salsedo, and M. Bergamasco. A new force-feedback arm exoskeleton for haptic interaction in virtual environments. In *Proceedings of the IEEE Eurohaptics Conference and Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems*, 2005.
- [6] D.J. Reinkensmeyer, L.E. Kahn, M. Averbuch, A. McKenna-Cole, B.D. Schmit, and W.Zev Rymer. Understanding and treating arm movement impairment after chronic brain injury: Progress with the arm guide. In *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 2000.
- [7] K. Kiguchi, M. H. Rahman, and M. Sasaki. Motion control of a robotic exoskeleton. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Information and Automation*, 2005.
- [8] A. G. Feldman. Once more on the equilibrium point hypothesis (*lambda* model) for motor control. *Journal of motor behaviour*, 18(1):17–54, 1986.

-
- [9] L.Q. Zhang and W.Z. Rymer. Simultaneous and nonlinear identification of mechanical and reflex properties of human elbow joint muscles. *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, 44(12):1192–1209, 1997.
- [10] M. Topping. Handy 1, a robotic aid to independence for severely disabled people. *Technology and Disability*, 5(2):233–235, 1996.
- [11] M. Hillman. Rehabilitation robotics from past to present - a historical perspective. In *Proceedings of the International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2003.
- [12] C. Balaguer, A. Gimenez, A. Jardon Huete, A.M. Sabatini, M. Topping, and G. Bolmsjo. The mats robot: Service climbing robot for personal assistance. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, pages 2–9, 2006.
- [13] N. Hogan, H.I. Krebs, J. Charnnarong, P. Srikrishna, and A. Sharon. Mit-manus: A workstation got manual therapy and training. In *IEEE International Workshop on Robot and Human Communication*, 1992.
- [14] V. Kumar, T. Rahman, and V. Krovi. Assistive devices for people with motor disabilities. *Wiley Encyclopaedia of Electrical and Electronics Engineering*, 3, 1997.
- [15] J.L. Pons. *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*. Editorial John Wiley & Sons, Ltd., 2008.
- [16] X. Navarro, T.B. Krueger, N. Lago, S. Micera, T. Stieglitz, and P. Dario. A critical review of interfaces with the peripheral nervous system for the control of neuroprostheses and hybrid bionic systems. *Journal of the Peripheral Nervous System*, 10:229–258, 2005.
- [17] X. Papageorgiou, J. McIntyre, and K.J. Kyriakopoulos. Towards recognition of control variables for an exoskeleton. In *Proceedings of the IEEE International Symposium on Intelligent Control*, pages 3053–3058, 2006.
- [18] H. Kazerooni. Human-robot interaction via the transfer of power and information signals. *IEEE Transaction On Systems, Man and Cybernetics*, 20(2):450–463, 1990.
- [19] H. Herr, G.P. Whiteley, and D. Childress. *Chapter 5: Cyborg Technology - Biomimetic Orthotic and Prosthetic Technology In Biologically Inspired Intelligent Robots*, Bar-Cohen, Y. and C. Breazeal. Eds., SPIE Press, Bellingham, Washington, 2003.
- [20] J. He, M.G. Maltenfort, Q. Wang, and T.M. Hamm. Learning from biological systems: Modeling neural control. *IEEE Control Systems Magazine*, pages 55–69, August 2001.

-
- [21] M. Kawato. Internal models for motor control and trajectory planning. *Current Opinion in Neurobiology*, 9(1):718–727, 1999.
- [22] K.P. Tee, E. Burdet, C.M. Chew, and T.E. Milner. A model of force and impedance in human arm movements. *Biological Cybernetics*, 90:368–375, 2004.
- [23] M. Manto, M. Topping, M. Soede, J. Sanchez-Lacuesta, W. Harwin, J. Pons, J. Williams, S. Skaarup, and L. Normie. Dynamically responsive intervention for tremor suppression. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, 22(3):120–132, May/June 2003.
- [24] P. G. Morasso and V. Sanguineti. *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*. Editorial John Wiley & Sons, Inc., 2nd edition, 2006.
- [25] Z. Hasan. The human motor control systems response to mechanical perturbation: Should it, can it, and does it ensure stability? *Journal of Motor Behavior*, 37(6):484–493, 2005.
- [26] T. S. Buchanan, D. G. Lloyd, K. Manal, and T. F. Besier. Neuromusculoskeletal modeling: Estimation of muscle forces and joint moments and movements from measurements of neural command. *Journal of Applied Biomechanics*, 20(4):367–395, 2004.
- [27] S. Scott. Journal of neuroscience methods. *Apparatus for measuring and perturbing shoulder and elbow joint positions and torques during reaching*, 89(2):119–127, 1999.
- [28] A.M. Acosta, R.F. Kirsch, and E.J. Perreault. A robotic manipulator for the characterization of two-dimensional dynamic stiffness using stochastic displacement perturbations. *Journal of Neuroscience Methods*, 102(2):177–186, 2000.
- [29] E. de Vlugt, A. C. Schouten, F. C. Van der Helm, Teerhuis P. C, and G. G. Brouwn. A force-controlled planar haptic device for movement control analysis of the human arm. *Journal of Neuroscience Methods*, 129:151–168, 2003.
- [30] F.A. Mussa-Ivaldi, N. Hogan, and E. Bizzi. Neural, mechanical, and geometric factors subserving arm posture in humans. *The Journal of Neuroscience*, 5(10):2732–2743, October 1985.
- [31] T. Tsuji, P. G. Morasso, and K. Ito. Human hand impedance characteristics during maintained posture. *Biological Cybernetics*, 74(1):475–485, 1995.
- [32] R. Shadmehr and F. A. Mussa-Ivaldi. Adaptive representation of dynamics during learning of a motor task. *Journal of Neuroscience*, 14(1):3208–3224, 1994.

-
- [33] E. de Vlugt, A. C. Schouten, and F. C. Van der Helm. Closed-loop multivariable system identification for the characterization of the dynamic arm compliance using continuous force disturbances: a model study. *Journal of Neuroscience Methods*, 122:123–140, 2003.
- [34] A. Kato, R. Hayashi, and M. Ito. A device that can regulate mechanical impedance continuously. In *Annual Conference of Industrial Electronics Society, IECON*, volume 4, pages 865–870, 1988.
- [35] H. Gomi and M. Kawato. Equilibrium-point control hypothesis examined by measured arm stiffness during multijoint movement. *Science*, 272(1):117–120, 1996.
- [36] Donnell Eugene Crear. Design of an x-y table for investigating and rehabilitating human motor control. Master’s thesis, The Ohio State University, 2006.
- [37] Y. M. Xu, I. W. Hunter, J. M. Hollerbach, and D. J. Bennett. An airjet actuator system for identification of the human arm joint mechanical properties. *IEEE Transaction On Biomedical Engineering*, 38(11):1111–1122, 1991.
- [38] L. Dovat, R. Gassert, D. Chapuis, G. Ganesh, E. Burdet, and H. Bleuler. A haptic interface based on potential mechanical energy to investigate human motor control using fmri. In *Proceedings of the 2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*, pages 5021–5024, 2005.
- [39] A.J. Suminski, K.M. Ropella, and R.A. Scheidt. A pneumatically actuated manipulandum for neuromotor control research. In *Proceedings of the Second Joint EMBS/BMES Conference*, pages 2347–2348, 2002.
- [40] J. Rosen, M. Brand, M. Fuchs, and M. Arcan. A myosignal-based powered exoskeleton system. *IEEE Transaction On Systems, Man and Cybernetics - Part A: Systems and Humans*, 31(3):210–222, 2001.
- [41] H. Kazerooni, R. Steger, and L. Huang. Hybrid control of the berkeley lower extremity exoskeleton (bleex). *The International Journal of Robotics Research*, 25(5):561–573, 2006.
- [42] J.M. Sabater. *Desarrollo de una Interfaz Kinestésica Paralela y Experimentación en Control de Sistemas Hápticos y Teleoperados*. PhD thesis, Universidad Miguel Hernández, 2003.
- [43] C. Basdogan, C.H. Ho, and M.A. Srinivasan. Virtual environments for medical training: Graphical and haptic simulation of laproscopic common bile duct exploration. *IEEE Transactions on Mechatronics*, 6:269–285, 2001.
- [44] D. Jack, R. Boian, A.S. Merians, M. Tremaine, G.C. Burdea, S.V. Adamovich, M. Recce, and H. Pozner. Virtual reality enhanced stroke rehabilitation. *IEEE*

- Transaction on Neural System and Rehabilitation Engineering*, 9:308–318, 2001.
- [45] W. Harwin and et al. The gentles/s project: A new method of delivering neurorehabilitation. In *Proceedings of the Association for the Advancement of Assistive Technology in Europe (AAATE)*, 2001.
- [46] H. I. Krebs, N. Hogan, M. L. Aisen, and B. T. Volpe. Robot-aided neurorehabilitation. *IEEE Transaction On Rehabilitation Engineering*, 6(1):75–87, 1998.
- [47] J. A. Cozens. Robotic assistance of an active upper limb exercise in neurologically impaired patient. *IEEE Transaction On Rehabilitation Engineering*, 7(1):254–256, 1999.
- [48] S. Jezernik, G. Colombo, T. Keller, H. Frueh, and M. Morari. Robotic orthosis lokomat: A rehabilitation and research tool. *Neuromodulation*, 6(2):108–115, 2003.
- [49] J.L. Patton and F.A. Mussa-Ivaldi. Robot-assisted adaptive training: Custom force fields for teaching movement patterns. *IEEE Transaction On Biomedical Engineering*, 51(4):636–646, 2004.
- [50] M. Mistry, P. Mohajerian, and S. Schaal. Arm movement experiments with joint space force fields using an exoskeleton robot. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2005.
- [51] A. F. Ruiz, A. Forner-Cordero, E. Rocon, and J. L. Pons. Exoskeletons for rehabilitation and motor control. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob)*, pages 601–606, 2006.
- [52] E. Todorov, R. Shadmehr, and E. Bizzi. Augmented feedback presented in a virtual environment accelerates learning of a difficult motor task. *Journal of Motor Behaviour*, 29(2):147–158, 1997.
- [53] M. Bergamasco, B. Allotta, L. Bosio, L. Ferretti, G. Parrini, G. M. Prisco, F. Salsedo, and G. Sartini. An arm exoskeleton system for teleoperation and virtual environments applications. In *Proceedings of the 1994 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 1994.
- [54] A. Schiele and G. Visentin. The esa human arm exoskeleton for space robotics telepresence. In *International Symposium on Artificial Intelligence, Robotics and Automation in Space (ISAIRAS)*, 2003.
- [55] Y. Sang Kim, J. Lee, S. Lee, and M. Kim. A force reflected exoskeleton-type masterarm for human - robot interaction. *IEEE Transaction On Systems, Man and Cybernetics - Part A: Systems and Humans*, 35(2):198–212, 2005.

-
- [56] K. Kiguchi and T. Fukuda. A 3dof exoskeleton for upper-limb motion assist-consideration of the effect of bi-articular muscles. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2004.
- [57] J. C. Perry and J. Rosen. Design of a 7 degree-of-freedom upper limb powered exoskeleton. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob)*, 2006.
- [58] N. G. Tsagarakis and D. Caldwell. Development and control of a “soft-actuated” exoskeleton for use in physiotherapy and training. *Autonomous Robots*, 15:21–33, 2003.
- [59] G. R. Johnson, D. A. Carus, G. Parrini, S. Scattareggia Marchese, and R. Valleggi. The design of a five-degree-of-freedom powered orthosis for the upper limb. In *Proceedings of the I MECH E Part H Journal of Engineering in Medicine*, 2001.
- [60] M. DiCicco, L. Lucas, and Y. Matsuoka. Comparison of control strategies for an emg controlled orthotic exoskeleton for the hand. In *Proceedings of the 2004 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2004.
- [61] D. Sasaki, T. Noritsugu, and M. Takaiwa. Development of active support splint driven by pneumatic soft actuator (assist). In *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2005.
- [62] P. Brown, D. Jones, and S. K. Singh. The exoskeleton glove for control of paralyzed hands. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 1993.
- [63] A. Wege and G. Hommel. Development and control of a hand exoskeleton for rehabilitation of hand injuries. In *Proceedings of the IEEE/RSJ Int. Conf. Intelligent Robots and Systems (IROS)*, 2005.
- [64] I. Sarakoglou, N. G. Tsagarakis, and D. G. Caldwell. Occupational and physical therapy using a hand exoskeleton based exerciser. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2004.
- [65] Robot suit hal. <http://sanlab.kz.tsukuba.ac.jp/HAL>.
- [66] H. Kobayashi, A. Uchimura, and T. Shiiba. Development of muscle suit for upper body. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2003.
- [67] M. Ishii, C.K. Yamamoto, and K. Hyodo. A stand-alone wearable power assist suit - development and availability. *Journal of Robotics and Mechatronics*, 17(5):575–5831122, 2005.

-
- [68] E. Rocon, A. F. Ruíz, J. L. Pons, J. M. Belda-Lois, and J. J. Sánchez-Lacuesta. Rehabilitation robotics: A wearable exo-skeleton for tremor assessment and suppression. In *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2005.
- [69] K. Kiguchi, S. Kariya, K. Watanabe, K. Izumi, and T. Fukuda. An exoskeletal robot for human elbow motion support. sensor fusion, adaptation, and control. *IEEE Transaction On Systems, Man and Cybernetics - Part B: Cybernetics*, 31(3):353–361, 2001.
- [70] G. Pfurtscheller, C. Guger, G. Muller, G. Krausz, and C. Neuper. Brain oscillations control hand orthosis in a tetraplegic. *Neuroscience letters*, 292:211–214, 2000.
- [71] T. Nef and R. Riener. Armin, design of a novel arm rehabilitation robot. In *Proceedings of the International Conference on Rehabilitation Robotics*, 2005.
- [72] M.C. Carozza, N. Ng Pak, E. Cattin, F. Vecchi, M. Marinelli, and P.Dario. On the design of an exoskeleton for neurorehabilitation: design rules and preliminary prototype. In *Proceedings of the 26th International IEEE EMBS Conference*, 2004.
- [73] Neurorobotics project. <http://www.neurorobotics.info>.
- [74] B.D. Adelstein. *A Virtual Environment System for the Study of Human Arm Tremor*. PhD thesis, MIT, 1989.
- [75] D. W. Repperger, B. O. Hill, C. Hasser, M. Roark, and C. A. Phillips. Human tracking studies involving an actively powered, augmented exoskeleton. In *Proceedings of the IEEE Southern Biomedical Conference*, 1996.
- [76] D. A. Winter. *Biomechanics and Motor Control of Human Movements*. Editorial University of Waterloo Press, Canada, 2nd edition, 1992.
- [77] J. M. Dolan, M. B. Friedman, and M. L. Nagurka. Dynamic and loaded impedance components in the maintenance of human arm posture. *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, 23(3):698–709, 1993.
- [78] N. Hogan. Impedance control: An approach to manipulation, parts i, ii, iii. *Transactions of the ASME, Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, 107(1):1–24, 1985.
- [79] Y. Takeda, M. Iwahara, T. Kato, and T. Tsuji. Analysis of human wrist joint impedance: Does human joint viscosity depend on its angular velocity? In *Proceedings of the IEEE Conference on Cybernetics and Intelligent Systems*, pages 999–1004, 2004.

-
- [80] L.Q. Zhang, K. Zeng, G. Wang, and G. Nuber. Dynamic and static properties of the human knee joint in axial rotation. In *Proceedings of the 19th International Conference - IEEE/EMBS*, 1997.
- [81] R.E. Kearney, R.B. Stein, and L. Parameswaran. Identification of intrinsic and reflex contributions to human ankle stiffness dynamics. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 44:493–504, 1997.
- [82] R. E. Kearney and I. W. Hunter. System identification of human joint dynamics. *Critical Reviews on Biomedical Engineering*, 18:55–87, 1990.
- [83] E.J. Perreault, P.E. Crago, and R.F. Kirsch. Estimation of intrinsic and reflex contributions to muscle dynamics: A modeling study. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 47(11):1413–1421, 2000.
- [84] W. Maurel. *3D Modeling of the Human Upper Limb Including the Biomechanics of Joints, Muscles and Soft Tissues*. PhD thesis, Ecole Polytechnique Federale de Lausanne, 1998.
- [85] W. Maurel and D. Thalmann. A case study on human upper limb modelling for dynamic simulation. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 2(1):65–82, 1999.
- [86] R. Raikova. A general approach for modelling and mathematical investigation of the human upper limb. *Journal of Biomechanics*, 25(8):857–867, 1992.
- [87] R.F. Chandler, C.E. Clauser, J.T. McConville, H.M. Reynolds, and J.W. Young. Investigation of inertial properties of the human body (amrl technical report 74-137). Technical report, Wright-Patterson Air Force Base, OH: Aerospace Medical Research Laboratories, 1975.
- [88] V. Zatsiorsky and V. Seluyanov. *Estimation of the mass and inertia characteristics of the human body by means of the best predictive regression equations*. 1985.
- [89] P.D. Leva. Adjustments to zatsiorsky- seluyanovs segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29(9):1223–1230, 1996.
- [90] A. Despopoulos and S. Silbernagl. *Color Atlas of Physiology*. 4th edition Thieme Medical Publisher, 1991.
- [91] T. Flash. The control of hand equilibrium trajectories in multi-joint arm movements. *Biological Cybernetics*, 57(4):257–274, 1987.
- [92] H. Gomi and R. Osu. Task-dependent viscoelasticity of human multijoint arm and its spatial characteristics for interaction with environments. *The Journal of Neuroscience*, 18(21):8965–8978, 1998.

-
- [93] N. Hogan. Controlling impedance at the man/machine interface. In *Proceedings of the IEEE Int. Conf. Robot. Autom.*, pages 1626–1629, 1989.
- [94] M.A. Lemay, N. Hogan, and J.W.A. van Dorsten. Issues in impedance selection and input devices for multijoint powered orthotics. *IEEE Transaction On Rehabilitation Engineering*, 6(1):102–105, 1998.
- [95] A.F. Ruiz, E. Rocon, R. Raya, and J.L. Pons. Coupled control of human-exoskeleton systems: an adaptative process. In *International Conference on Human System Interaction (HSI)*, 2008.
- [96] B. Hannaford, K. Jaax, and G. Klute. Bioinspired actuation and sensing. *Autonomous Robots*, 11(3):267–272, 2001.
- [97] P. Dario, M.C. Carrozza, L. Beccai, C. Laschi, B. Mazzolai, A. Menciassi, and S. Micera. Design, fabrication and applications of biomimetic sensors in biorobotics. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Information Acquisition*, pages 263–266, 2005.
- [98] G. K. Klute, J. M. Czerniecki, and B. Hannaford. Mckibben artificial muscles: Pneumatic actuators with biomechanical intelligence. In *Proceedings of the IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, 1999.
- [99] K. Kiguchi, M. H. Rahman, and T. Yamaguchi. Adaptation strategy for the 3dof exoskeleton for upper-limb motion assist. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2005.
- [100] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, D. J. McFarland, G. Pfurtscheller, and T. M. Vaughan. Brain-computer interfaces for communication and control. *Clinical Neurophysiology*, 113:767–791, 2002.
- [101] G. Pfurtscheller, G. Muller, and G. Korisek. Mental activity hand orthosis control using the eeg: a case study. *Rehabilitation*, 41(1):48–52, 2002.
- [102] R. T. Lauer, P. H. Peckham, K. L. Kilgore, and W. J. Heetderks. Applications of cortical signals to neuroprosthetic control: a critical review. *IEEE Transaction On Rehabilitation Engineering*, 8(2):205–208, 2000.
- [103] E. Rocon, A. Ruíz, L. Bueno, R. Ceres, L. Calderón, and J.L. Pons. Un nuevo sensor para medida del movimiento tembloroso basado en giroscopios. In *Actas de las XXIV Jornadas de Automática (CEA - IFAC)*, 2003.
- [104] E. Rocon, J. M. Belda-Lois, J. J. Sánchez-Lacuesta, and J. L. Pons. Pathological tremor management: modelling, compensatory technology and evaluation. *Technology and Disability*, 16(1):3–18, 2004.

-
- [105] E. Ramos, M.P. Latash, E.A. Hurvitz, and S.H. Brown. Quantification of upper extremity function using kinematic analysis. *Arch Phys Med Rehabil*, 78:491–496, 1997.
- [106] A.F. Ruiz, F.J. Brunetti, E. Rocon, J.C. Moreno, L. Bueno, and J.L. Pons. Neurolab: A multimodal networked exoskeleton for neuromotor and biomechanical research. In *International Conference on Biomedical Electronics and Devices (BioDevices)*, volume 2, pages 68–73, 2008.
- [107] C.J. De Luca. The use of surface electromyography in biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2):135–163, 1997.
- [108] F.J. Brunetti, E. Rocon, J.L. Pons, and M. Manto. The tremor coherence analyzer (tca): A portable tool to assess instantaneous inter-muscle coupling in tremor. In *Proceedings of the 26th International IEEE EMBS Conference*, 2004.
- [109] K. Ikuta, H. Ishii, and M. Nokata. Safety evaluation method of design and control for human-care robots. *The International Journal of Robotics Research*, 22(5):281–297, 2003.
- [110] J. Heinzmann and A. Zelinsky. Quantitative safety guarantees for physical human-robot interaction. *The International Journal of Robotics Research*, 22(7-8):479–504, 2003.
- [111] A. Jardon. *Metodología de diseño de robots asistenciales. Aplicación al robot portátil ASIBOT*. PhD thesis, Ingeniería de Sistemas y Automática, Universidad Carlos III de Madrid, 2006.
- [112] J.E. Colgate. *The Control of Dynamically Interacting Systems*. PhD thesis, MIT, Cambridge, MA, 1988.
- [113] M. Vukobratovic. How to control robots interacting with dynamic environment. *Journal of Intelligent and Robotic Systems*, 19:119–152, 1997.
- [114] B.D. Adelstein. *Peripheral mechanical loading and the mechanism of abnormal intention tremor*. PhD thesis, MIT, 1981.
- [115] S. Pledgie, K. Barner, and S. Agrawal. Tremor suppression through impedance control. *IEEE Transactions On Rehabilitation Engineering*, 8(1):53–59, 2000.
- [116] K.A. Mann, F.W. Werner, and A.K. Palmer. Frequency spectrum analysis of wrist motion for activities of daily living. *Journal of Orthopaedic Research*, 7(2):304–306, 1987.
- [117] N. Hogan. Adaptive control of mechanical impedance by coactivation of antagonist muscles. *IEEE Transactions On Automatic Control*, 29(8):681–690, 1984.

-
- [118] R. Osu and H. Gomi. Multijoint muscle regulation mechanisms examined by measured human arm stiffness and emg signals. *The American Physiological Society*, 81(4):1458–1468, 1999.
- [119] G. Venture, K. Yamane, and Y. Nakamura. In-vivo estimation of the human elbow joint dynamics during passive movements based on the musculo-skeletal kinematics computation. In *Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2006.
- [120] R.F.M. Kleissen, J.H. Buurke, J. Harlaar, and G. Zilvold. Electromyography in the biomechanical analysis of human movement and its clinical application. *Gait and Posture*, 8(2):143–158, 1998.
- [121] E.A. Clancy and N. Hogan. Relating agonist-antagonist electromyograms to joint torque during isometric, quasi-isotonic, nonfatiguing contractions. *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, 44(10):1024–1028, 1997.
- [122] J.J. Kutch and T.S. Buchanan. Human elbow joint torque is linearly encoded in electromyographic signals from multiple muscles. *Neuroscience Letters*, 311:97–100, 2001.
- [123] P. E. Bourret, D. Rancourt, S. Martel, and E. A. Clancy. Prediction of elbow mechanical impedance with surface emg. In *Proceedings of the Sixteenth Congress of the International Society of Electrophysiology and Kinesiology*, pages 72–73, 2006.
- [124] E. A. Clancy and D. Rancourt. Estimation of joint torque and impedance by means of surface emg. In *Progress in Motor Control VI*, 2007.
- [125] R. Colombo, F. Pisano, S. Micera, A. Mazzone, C. Delconte, M.C. Carrozza, P. Dario, and G. Minuco. Robotic techniques for upper limb evaluation and rehabilitation of stroke patients. *IEEE Transactions On Neural Systems And Rehabilitation Engineering*, 13(3):311–324, 2005.
- [126] J. J. Palazzolo, M. Ferraro, H. I. Krebs, D. Lynch, B. T. Volpe, and N. Hogan. Stochastic estimation of arm mechanical impedance during robotic stroke rehabilitation. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 15(1):94–103, 2007.
- [127] W. Harwin and S. Wall. Modelling human dynamics in-situ for rehabilitation and therapy robots. In *Proceedings of the International Conference on Rehabilitation Robotics*, 1999.
- [128] T. Tsuji, O. Fukuda, H. Shigeyoshi, and M. Kaneko. Bio-mimetic impedance control of an emg-controlled prosthetic hand. In *Proceeding of the IEEE/RSJ Interantional Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 377–382, 2000.

-
- [129] W.S. Harwin, L.O. Leiber, G.P.G. Austwick, and C. Dislis. Clinical potential and design of programmable mechanical impedances for orthotic applications. *Robotica*, 16(5):523–530, 1998.
- [130] B. Dellon and Y. Matsuoka. Prosthetics, exoskeletons, and rehabilitation. now and for the future. *IEEE Robotics and Automation Magazine*, 10:30–34, March 2007.
- [131] B. Dariush. Analysis and simulation of an exoskeleton controller that accommodates static and reactive loads. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 2350–2355, 2005.
- [132] M.M. Mirbagheri, R.A. Harvey, D. Chen, and W.Z. Rymer. Identification of reflex and intrinsic mechanical properties in stroke and spinal cord injury. In *Proceedings of the 25 Annual International Conference of the IEEE EMBS*, 2003.
- [133] L. Zollo, B. Siciliano, E. Guglielmelli, and P. Dario. A bio-inspired approach for regulating visco-elastic properties of a robot arm. In *Proceedings of the 2003 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2003.
- [134] M.M. Rahman, R. Ikeura, and K. Mizutan. Investigating the impedance characteristic of human arm for development of robots to cooperate with human operators. In *Proceedings of the IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics*, 1999.
- [135] Y. Tanaka, T. Onishi, T. Tsuji, N. Yamada, Y. Takeda, and I. Masamori. Analysis and modeling of human impedance properties for designing a human-machine control system. In *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 3627–3632, 2007.
- [136] A. Karniel and G.F. Inbar. Human motor control: Learning to control a time-varying, nonlinear, many-to-one system. *IEEE Transaction on Systems, Man, and Cybernetics—Part C: Applications and Reviews*, 30(1):1–11, 2000.
- [137] L. Lan, K. Y. Zhu, and D. G. Zhang. Modeling and control of human motor system with generalized predictive control. In *IEEE Conference on Robotics, Automation and Mechatronics*, 2006.
- [138] D.A. Kistemaker, A.J. Van Soest, and M.F. Bobbert. A model of open-loop control of equilibrium position and stiffness of the human elbow joint. *Biological Cybernetics*, 96:341–350, 2007.
- [139] Shane A. Migliore. Control of robotic joints using principles from the equilibrium point hypothesis of animal motor control. Master’s thesis, Georgia Institute of Technology, 2004.

-
- [140] F. Lacquaniti, F. Licata, and J.F. Soechting. The mechanical behavior of the human forearm in response to transient perturbations. *Biological Cybernetics*, 44:35–46, 1982.
- [141] G.F. Inbar. Modeling the human elbow joint dynamics: Estimation of joint stiffness with different loads and movement velocities. In *Proceedings of the IEEE-EMBS Int. Conf.*, 1995.
- [142] Y. M. Xu and J. M. Hollerbach. Identification of human joint mechanical properties from single trial data. *IEEE Transaction On Biomedical Engineering*, 45(8):1051–1060, 1998.
- [143] Y. M. Xu and J. M. Hollerbach. Nonlinear time-varying identification of human arm joint mechanical properties using a portable pneumatic thruster. In *Proceedings of American Control Conference, 1997*, 1997.
- [144] Y. M. Xu and J. M. Hollerbach. A robust ensemble data method for identification of human joint mechanical properties during movement. *IEEE Transaction On Biomedical Engineering*, 46(4):409–419, 1999.
- [145] S.L. Pullman, D.S. Goodin, A.I. Marquinez, S. Tabba, and M. Rubin. Clinical utility of surface emg. *Neurology*, 55:171–177, 2000.
- [146] D. Farina, R. Merletti, and R.M. Enoka. The extraction of neural strategies from the surface emg. *Journal of Applied Physiology*, 96(1):1486–1495, 2004.
- [147] R. Osu, D.W. Franklin, H. Kato, H. Gomi, K. Domen, T. Yoshiaka, and M. Kawato. Short and long term changes in joint co-contraction associated with motor learning as revealed from surface emg. *Journal of Neurophysiology*, 88(2):991–1004, 2002.
- [148] R. Osu, N. Kamimura, H. Iwasaki, E. Nakano, C.M. Harris, Y. Wada, and M. Kawato. Optimal impedance control for task achievement in the presence of signal-dependent noise. *Journal of Neurophysiology*, 92(2):1199–1215, 2004.
- [149] L. Ljung. *System Identification: theory for the user*. Prentive-Hall, Engelwood Cliffs, 2nd edition, 1999.
- [150] Recomendaciones seniam. <http://www.seniam.org>.
- [151] A. Forner-Cordero, M. Mateu-Arce, I. Forner-Cordero, E. Alcántara, and J.L. Pons. Changes study of the motion artefacts of skin-mounted inertial sensors under different attachment conditions. *Physiological Measurement*, In Press, 2008.
- [152] A.F. Ruiz, F.J. Brunetti, E. Rocon, A. Forner-Cordero, and J.L. Pons. Adquisición y procesamiento de información emg en el modelado de sistemas biológicos. In *Actas de las XVIII Jornadas de Automática del CEA-IFAC*, 2007.

-
- [153] G. Cheron, A.M. Cebolla, A. Bengoetxea, F. Leurs, and B. Dan. Recognition of the physiological actions of the triphasic emg pattern by a dynamic recurrent neural network. *Neuroscience Letters*, 414:192–196, 2007.
- [154] A.F. Ruiz, E. Rocon, and J.L. Pons. Identificación de las propiedades biomecánicas de la articulación del codo mediante un exoesqueleto robótico. In *Actas de las XVII Jornadas de Automática del CEA-IFAC*, pages 320–325, 2006.
- [155] F.C.T. van der Helm, A.C. Schouten, E. de Vlugt, and G.G. Brouwn. Identification of intrinsic and reflexive components of human arm dynamics during postural control. *Journal of Neuroscience Methods*, 119:1–14, 2002.
- [156] S. Stroeve. Impedance characteristics of a neuromusculoskeletal model of the human arm i. posture control. *Biological Cybernetics*, 81:475–494, 1999.
- [157] J. Konczac, K. Brommann, and K.T. Kalveram. Identification of time-varying stiffness, damping, and equilibrium position in human forearm movements. *Motor Control*, 3:394–413, 1999.
- [158] M. Lortie and R.E. Kearney. Identification of physiological systems: estimation of linear time varying dynamics with non-white inputs and noisy outputs. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 39:381–390, 2001.
- [159] M.M. Lowery and M.J. OMalley. Analysis and simulation of changes in emg amplitude during high-level fatiguing contractions. *IEEE Transactions On Biomedical Engineering*, 50(9):1052–1062, 2003.
- [160] A.F. Ruiz, E. Rocon, A. Forner-Cordero, F.J. Brunetti, L. Bueno, and J.L. Pons. Experimental integrated system to study human movement and neuro-motor control. *Journal of Neuroscience Methods*, En revisión, 2008.
- [161] F.J. Brunetti, A.F. Ruiz, J.C. Moreno, and J.L. Pons. On the use of communication networks in wearable robots. In *In Wearable Robots Workshop at International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, 2008.