



Universidad
Carlos III de Madrid



CONSEJO SUPERIOR
DE INVESTIGACIONES
CIENTÍFICAS

Centro de Automática y Robótica

PROYECTO FINAL DE CARRERA

Estudio y Modelado de Señales Electromiográficas para el desarrollo de interfaces humano-robot

Autor

FERNANDO SÁNCHEZ FERNÁNDEZ

Director

Dra. ELENA GARCÍA ARMADA

Tutor de Universidad

Dr. JERÓNIMO ARENAS GARCÍA

DEPARTAMENTO

UC3M: TEORÍA DE LA SEÑAL Y COMUNICACIONES

CSIC: CENTRO DE AUTOMÁTICA Y ROBÓTICA

Leganés, Octubre de 2011

Agradecimientos

En primer lugar me gustaría agradecer la labor de mi directora y mi tutor de proyecto. A la Dra. Elena García, por darme la oportunidad de trabajar en su grupo de investigación, por la ayuda que me ha brindado en áreas desconocidas para mí, por acercarme la investigación y haber podido disfrutar de una experiencia inolvidable. Al profesor Jerónimo Arenas tanto por su ayuda al proyecto como por atenderme en las últimas horas de papeleo, fruto de mi falta de previsión. Muchas Gracias.

A mis padres y mi familia, porque vosotros tenéis tantas ganas de que acabe como yo de acabar, a aquellos que pueden ver este trabajo terminado y a mi abuelo, gracias por vuestro inagotable esfuerzo de sacar lo mejor de mí.

A Ana, por tu apoyo incondicional, por la cantidad de horas de biblioteca en fin de semana, por aguantar sin planes divertidos y emocionantes durante tanto tiempo, por tus meriendas sorpresa que animaban esas largas horas de laboratorio, por enseñarme que las pequeñas cosas son las que hacen feliz a la gente, por creer en mí y hacerme sentir especial, y por otras tantas cosas que sólo tú consigues por ser como eres, gracias, espero ser capaz de compensarte con el tiempo, y con algo más que paseos gratis.

A todos mis compañeros y amigos de la universidad, a los del principio y a los del final. Porque sin todos vosotros, vuestros apuntes, resúmenes, ejercicios de clase, exámenes de 1990 en adelante y vuestra inestimable ayuda, seguro que no estaba escribiendo estas líneas. De aquí en adelante tomaremos caminos diferentes, pero siempre nos unirán el sufrimiento y satisfacción de tantos años juntos, sólo os deseo lo mejor y que el final de vuestros proyectos, sea el principio de una gran historia. A Menda, Alex, Raúl, Aran, Ele, Dani, Miguel, Bea, Pablo, Félix, Iria, Cris, Kiko, y a todos los que sabéis que ocupáis un puesto en estas líneas, gracias por todo.

A todos los que estuvieron conmigo en el Centro de Automática y

Robótica. Sois todo lo que se puede esperar de un grupo de trabajo, cuando toca trabajar, los más cumplidores, cuando toca divertirse, los más arrechos. A Juan, Luis, Dani, Jesús, Manuel, Leonel, Ricardo y Gustavo; os deseo mucha suerte en vuestros proyectos, sabed que sois grandes. Gracias.

A mis amigos perennes del barrio, por su labor incansable de proveer ocio por doquier. Ya sea por el padel, los miércoles locos, las rutas, el frontón, las cañas, los préstamos a fondo perdido, las inauguraciones, las despedidas o noches viejas adelantadas, ya sea por las conversaciones tranquilas y las animadas hasta entrada la noche, o las demostraciones de que se está para lo bueno y para lo malo, el caso es que habéis contribuido con vuestra compañía a que todos estos años de universidad hayan llegado a su fin. Mil Gracias y mucho ánimo.

Y en general, a todos aquellos que creyeron que algún día esto acabaría. Gracias.

Resumen

La robótica es una disciplina que se ha desarrollado rápidamente en los últimos 50 años. El uso de robots en el mundo industrial ha aumentado considerablemente, debido a su aplicabilidad en la ejecución de tareas que pueden ser repetitivas, peligrosas o imposibles de realizar para un ser humano. Pero en los últimos tiempos la robótica va más allá de la aplicación industrial y están naciendo nuevos sectores, entre los cuales destacan el social y asistencial, como aplicación de los exoesqueletos. El interés creciente en estos robots queda demostrado tanto en los desarrollos comerciales que han sido presentados este último año (e-Legs y ReWalk), como en la cantidad de centros de investigación que siguen esta rama de estudio (MIT, Berkeley, Universidad de Tsukuba, TU Berlín, etc.).

Para que un robot sea útil, y más en el caso de los exoesqueletos, es necesario que la comunicación usuario-máquina sea fácil y fluida. Esta regla es una norma general, ya que de otra manera se pierde efectividad en el sistema debido a que no se puede aprovechar todo el potencial que proporciona el robot.

El objetivo de este proyecto es desarrollar una interfaz para un exoesqueleto, que permita una interacción natural y flexible entre usuario y máquina. Se propone e implementa una metodología basada en la estimación de fuerza muscular a partir de señales electromiográficas. Finalmente, se llevan a cabo pruebas experimentales usando mediciones reales de fuerza, que validan la capacidad de este esquema para implementar la interfaz de un exoesqueleto.

Palabras clave: exoesqueleto, electromiografía, interfaz humano-máquina, activación muscular.

Índice general

Agradecimientos	5
Resumen	7
I Fundamentos Teóricos	23
1. Estado del arte: Exoesqueletos	25
1.1. Introducción	25
1.1.1. Convenciones en la biomecánica del caminar	26
1.1.2. Clasificación inicial de los robots de asistencia	26
1.2. Exoesqueletos y electromiografía	34
1.3. Conclusiones	37
2. Interfaces humano-máquina	39
2.1. Introducción	39
2.2. Interfaces sin bio-señales	40
2.3. Interfaces con bio-señales	41
2.3.1. Interfaz ocular: Señal electroocular (EOG)	42
2.3.2. Interfaz cerebral: Electroencefalograma (EEG)	43
2.3.3. Interfaz muscular: Electromiografía (EMG)	46
2.3.4. Limitaciones generales de las señales biológicas	47

2.4. Conclusiones	48
3. Principios musculares	51
3.1. Introducción	51
3.2. Fisiología muscular	53
3.3. Dinámica muscular	55
3.3.1. Dinámica de la activación	55
3.3.2. Dinámica de la contracción	57
3.3.3. Dinámica del actuador	59
3.4. Conclusiones	62
II Implementación y Experimentación	65
4. Estimación de la actividad muscular	67
4.1. Introducción	67
4.2. Sistema de adquisición	68
4.2.1. Hardware de adquisición	69
4.2.2. Software de adquisición	79
4.2.3. Resultados experimentales	80
4.3. Tratamiento de las señales adquiridas	83
4.3.1. Método de máxima verosimilitud	83
4.3.2. Método I: Comparador con histéresis	85
4.3.3. Método II: Máquina de estados	87
4.3.4. Elección de los parámetros de filtrado	88
4.3.5. Resultados experimentales	89
4.4. Conclusiones	93

5. Modelado fuerza–EMG	95
5.1. Introducción	95
5.2. Plataforma de investigación	98
5.2.1. El proyecto HADE	98
5.2.2. Actuador elástico serie (SEA)	101
5.3. Modelado estático	102
5.3.1. Diseño del experimento	102
5.3.2. Resultados experimentales: Fase I	108
5.3.3. Correcciones en el diseño del experimento	116
5.3.4. Resultados experimentales: Fase II	117
5.4. Conclusiones	121
6. Control de fuerza basado en comandos EMG	123
6.1. Introducción	123
6.2. Control de fuerza articular	124
6.3. Diseño del experimento	126
6.4. Resultados experimentales	128
6.5. Conclusiones	130
7. Gestión del proyecto y presupuesto	131
7.1. Planificación	131
7.2. Medios técnicos	131
7.3. Presupuesto	134
8. Conclusiones y líneas futuras	137
8.1. Conclusiones	137
8.2. Líneas de trabajo futuras	140
8.2.1. Cálculo de umbrales optimizado y automático	140

8.2.2. Análisis de otros músculos	141
8.2.3. Mejora de la fijación de los sensores	141
8.2.4. Estudio dinámico del comportamiento muscular	141
8.2.5. Filtrado hardware de la señal del goniómetro	141
8.2.6. Implementación de CGA para la estimación de fuerza .	142
8.2.7. Medición de la reducción del esfuerzo	142
8.2.8. Integración en ATLAS	142
III Anexos	143
A. Calibración del circuito para el goniómetro	145
B. Cálculo de la resolución del sistema en ángulo	149
C. Código LabView del filtrado adaptativo	151
D. Código LabView del comparador con histéresis	155
E. Código LabView de la máquina de estados	157
F. Esquemático de conversión RS232 a RS244	159
G. Código LabView del programa principal del experimento	161
H. Código LabView para control de posición y adquisición	163
I. Filtrado de Bayes para la estimación de fuerza muscular	167
J. Script MATLAB para el modelado Fuerza–EMG	171
K. Script MATLAB para la estimación de fuerza	177

ÍNDICE GENERAL	13
----------------	----

L. Código LabView para la estimación de fuerza	181
--	-----

Bibliografía	187
--------------	-----

Índice de figuras

1.1. Adaptación de la definición de fases al andar, convenciones y potencia por articulación, en función de las fases del modo de caminar, de [37]	27
1.2. Adaptación de la clasificación para Robots de Asistencia según [51]	28
1.3. De izquierda a derecha BLEEX y SARCOS. Imágenes de [37] y de la web de Raytheon, respectivamente.	30
1.4. A la izquierda RoboKnee y a la derecha el desarrollo del MIT. Imágenes extraídas de [51] y [44]	31
1.5. De izquierda a derecha:Rex ([13]), HULC (de la página de Berkeley Bionics), e-Legs([12]) y Rewalk(ARGO Medical Tech.).	33
1.6. De izquierda a derecha: HAL-5, Nurse exoskeleton y TUPLEE. Imagen extraída de [28].	36
2.1. Tipos de señales biológicas	42
2.2. Explicación del principio de funcionamiento de las señales EOG	43
2.3. Áreas cerebrales según la actividad que coordinan. Imagen extraída de [39]	44
2.4. Tabla resumen de las propiedades de las señales biológicas. . .	48
3.1. Anatomía muscular adaptada del libro Anatomía de Gray (Warwic and Willems,1973)	54
3.2. Dinámicas que afectan a la contracción muscular. Imagen de [25]	55

3.3. Modelo de Hill. Imagen extraída de [42]	57
3.4. Curvas fuerza–longitud, fuerza–velocidad y la representación 3D de ambas juntas. Imagen extraída de [25] y [45], respectivamente	58
3.5. Modelo del actuador músculo–tendón. Imagen extraída de [25]	60
3.6. Error asociado a la influencia del tendón en la dinámica del actuador. Imagen extraída de [25]	61
4.1. Esquema general para la adquisición de señales.	70
4.2. Modelo de los electrodos utilizado. Imagen extraída de la página de Biometrics Ltd.	71
4.3. Diagrama de bloques interno del electrodo EMG. Imagen extraída de la página de Biometrics	72
4.4. Modelo de goniometro utilizado. Imagen extraída de la página de Biometrics	72
4.5. Esquemático del circuito de acondicionamiento utilizado para el goniometro	74
4.6. Chasis de la NI PXI-1042Q	76
4.7. Esquemático de conexiones de la tarjeta de adquisición y de la caja de conexiones	78
4.8. SubVi utilizado para la adquisición de las señales leídas en la tarjeta	79
4.9. SubVi utilizado para la adquisición de las señales leídas en la tarjeta	80
4.10. Colocación de los sensores para el experimento	81
4.11. Variación del ángulo del tobillo (línea azul gruesa) y señales EMG (línea verde fina) de los músculos (a)Tibialis y (b)Soleus	82
4.12. Detalle de la gráfica 4.11 del músculo Tibialis.	82
4.13. Resultados con el método de máxima verosimilitud. (a)N=50, $f_c = 2$; (b)N=100, $f_c = 1$; (c)N=150, $f_c = 5$	85
4.14. Magnitudes utilizadas para conmutar entre parámetros de filtrado: varianza (verde), derivada de la varianza (azul), señal EMG original (rojo).	86

4.15. Diagrama de flujo del método de elección de parámetros de filtrado sin retardo por comparación con histéresis.	87
4.16. Máquina de estados utilizada para modelar las transiciones de la señal EMG activa.	88
4.17. Efecto que existe al escoger parámetros de filtrado extremos.	89
4.18. Resultados mediante el método de comparación con histéresis. Señal EMG (azul), estado (rojo) y estimación de la actividad muscular (verde).	90
4.19. Resultados mediante la máquina de estados. Señal EMG (rojo), estado (magenta), estimación de la actividad muscular (verde) y ángulo de la articulación (azul).	91
4.20. Resultados obtenidos ante una variación rápida de ángulo. (a) Filtrado de máxima verosimilitud; (b) Filtrado con el método de comparación con histéresis.	92
5.1. Resultados obtenidos en TUPLEE para distintas ganancias al par generado en la rodilla durante el caminar.	97
5.2. Concepto de exoesqueleto ATLAS para asistencia a la movilidad en desarrollo. Imagen extraída de [30].	99
5.3. (a) Diseño del primer prototipo de la pierna HADE. Se presenta un zoom de la rodilla con un freno magnetoreológico. (b) Prototipo construido.	100
5.4. Imagen del Actuador Elástico en Serie (SEA) utilizado.	101
5.5. Pedal auxiliar para la transmisión de fuerza a la pata. Se muestra sin fijar al pie de la pata HADE, a la izquierda, y fijado, a la derecha.	102
5.6. Esquema general para la implementación del experimento.	104
5.7. Diagrama de flujo del programa principal del experimento.	107
5.8. Control PID para fijar la posición del motor de la rodilla. El código correspondiente al tobillo es idéntico.	108
5.9. Diferencias visibles entre el experimento de la fase I (a) y la fase II (b).	109
5.10. Observaciones obtenidas del experimento.	109

5.11. Ángulo de la articulación en función del tiempo. Muestra la holgura en el control de posición.	110
5.12. Modelo lineal a tramos.	111
5.13. Modelos exponenciales para las observaciones en 5.10.	112
5.14. Modelos de fuerza frente a activación muscular para los distintos ángulos. (a)Modelos exponenciales y (b) la superficie que forman.	113
5.15. Curvas de nivel para la superficie de los modelos.	114
5.16. Variación de los parámetros del modelo en función del ángulo de la articulación.	114
5.17. Curva de fuerza isométrica.	116
5.18. Histograma de las observaciones mostradas en 5.10.	117
5.19. Observaciones una vez introducidas las mejoras en el diseño del experimento.	118
5.20. Ángulo de la articulación una vez introducidas las mejoras en el diseño del experimento.	119
5.21. Superficie formada por los modelos exponenciales.	119
5.22. Evolución de los parámetros de modelo exponencial con respecto al ángulo de la articulación.	120
5.23. Curva de fuerza isométrica.	121
6.1. Esquema de control de par por fuerza directa	125
6.2. Esquema de control fuerza lineal directa adaptado de [27]. Para el caso que se trata el exoesqueleto se coloca en el tobillo. 127	127
6.3. Esquema de modelado Fuerza–EMG– Θ implementado en MATLAB y LabView.	128
6.4. Estimación de fuerza isométrica sin filtrado (a) y con filtrado (b) del ángulo.	129
6.5. Montaje del experimento que demuestra la viabilidad del esquema de modelado como interfaz.	130
7.1. Diagrama de Gantt que representa la planificación del trabajo. 133	133

A.1. Representación de los datos junto con la aproximación lineal	146
B.1. Resolución del conversor para el rango de trabajo -5V a 5V	150
C.1. Valores intermedios de cálculo de la señal EMG.	152
C.2. SubVi que realiza el filtrado una vez determinados los parámetros.	153
C.3. SubVi encargado de escoger los parámetros de filtrado dado el estado de la señal.	154
D.1. SubVi que determina el estado, según el método de comparación por histéresis.	156
E.1. SubVi que determina el estado, según el método de la máquina de estados.	158
F.1. Esquemático de conversión RS232 a RS244.	160
G.1. Diagrama de bloques del main que controla los tiempos y repeticiones de experimentación	162
G.2. Panel frontal del main que controla los tiempos y repeticiones de experimentación	162
H.1. Diagrama de bloques del controlador del experimento.	165
H.2. Panel frontal del controlador del experimento.	166
I.1. Resultado de aplicar el filtrado de Bayes.	168
I.2. Detalle de la figura I.1.	169
L.1. SubVi que implementa el esquema de modelado explicado en el capítulo 6.	182

Índice de cuadros

3.1. Tabla comparativa de las limitaciones de distintos músculos. . .	62
4.1. Tabla resumen de las características de los sensores utilizados	75
4.2. Características del controlador utilizado	76
4.3. Asignación de pines y nombres a las distintas señales de interés.	78
4.4. Retardo desde que se genera la señal hasta que se produce el movimiento para los músculos Tibialis y Soleus, comparado con la longitud de los tendones que los insertan al hueso. . . .	81
4.5. Valores finales de los parámetros a utilizar para el músculo Tibialis.	90
4.6. Valores temporales para los parámetros de bajo retardo	94
5.1. Parámetros utilizados para la prueba inicial de los motores. . .	96
5.2. Características de las uniones de la pata	100
5.3. Parámetros para transformación de pulsos a magnitudes de interés.	105
5.4. Constantes del control PID.	106
5.5. Resultados obtenidos con distintos modelados.	111
7.1. Duración de cada fase del proyecto	132
7.2. Detalle de la fase de documentación	132
7.3. Detalle de la fase de estimación de actividad muscular	132
7.4. Detalle de la fase de estimación de modelado Fuerza-EMG . .	132

7.5. Detalle de la fase de estimación de fuerza	134
7.6. Software utilizado	134
7.7. Hardware utilizado	134
7.8. Coste de personal	135
7.9. Coste de hardware	135
7.10. Coste de software	136
7.11. Costes totales	136
A.1. Datos para la calibración del circuito del goniómetro.	146

Parte I

Fundamentos Teóricos

Capítulo 1

Estado del arte: Exoesqueletos

En este primer capítulo se hará un estudio del sector al que pertenece la aplicación final de este proyecto, los exoesqueletos, no sólo para ver las distintas interfaces utilizadas, sino también el tratamiento utilizado para extraer la información relevante para el sistema. Al tratarse de un proyecto de investigación es importante conocer el sector de la aplicación final, ya que para establecer las necesidades y criterios de diseño, es necesario comprender hacia qué va dirigido.

1.1. Introducción

Tradicionalmente el término exoesqueleto se define, en términos biológicos, como la estructura exterior dura de un insecto o un crustáceo que le proporciona protección. Pero a partir de 1970 M. Vukobratovic generalizó este concepto en [46] afirmando que *“Los exoesqueletos son, en general, estructuras de enlaces rígidos montados sobre el cuerpo de algún ser vivo vertebrado que puede moverse como el portador y además tiene las mismas articulaciones que dicho organismo”*; incluyendo en esta definición el prototipo que estaba desarrollando; un dispositivo antropomorfo activo que se acoplaba perfectamente al usuario que lo lleva y seguía sus movimientos de manera sincronizada.

1.1.1. Convenciones en la biomecánica del caminar

En general una pierna humana puede modelarse como un sistema de siete grados de libertad, tres de ellos rotacionales en el plano sagital correspondiente a la flexión–extensión de cadera, rodilla y tobillo. Los cuatro grados restantes proceden de dos rotaciones en el plano coronal y dos en el plano transversal, ambas para las articulaciones de cadera y tobillo. Siguiendo las convenciones mostradas en la figura 1.1, el plano dominante durante el movimiento es el sagital, donde las flexiones serán tomadas como movimientos angulares positivos y las extensiones como negativos. Los términos que hacen referencia a los movimientos aplicados en el plano coronal de la cadera son: abducción, cuando el movimiento es alejándose del centro del cuerpo, y aducción en el caso contrario; y por último, en el tobillo se hablará de eversión cuando se aleje del centro e inversión cuando se acerque. Cualquier otro movimiento fuera de estos nombrados se denominará de manera genérica como movimiento de rotación.

Para comprender el diseño inicial de los exoesqueletos y su funcionalidad, se ha de entender cuál es el papel que cada articulación desempeña a la hora de caminar. Para ello se ha representado en la figura 1.1 la evolución de la potencia de cada articulación en función de la fase del ciclo de locomoción en que se encuentra la pierna. La interpretación que se hace en [37] es la siguiente: a bajas velocidades, que es a lo que corresponde la figura, la potencia en la cadera es positiva, por lo que los exoesqueletos deberán incorporar elementos activos que añadan potencia en esta articulación. Por el contrario la potencia en la rodilla es predominantemente negativa por lo que se incluirán frenos o amortiguadores que disipen energía; y por último, el tobillo, dependiendo de la fase, tendrá un comportamiento bien disipativo o bien activo, por lo que las estructuras serán una mezcla de componentes pasivos, elásticos y activos, que dependiendo de la fase de caminar, aporten o disipen energía del movimiento natural del cuerpo. Se insiste en [37] en que esta lectura se hace para velocidades bajas ya que en el caso de aumentar la velocidad la naturaleza de la potencia en cada articulación puede variar drásticamente.

1.1.2. Clasificación inicial de los robots de asistencia

Debido a la capacidad potencial de amplificar las capacidades físicas del usuario, no es difícil imaginar que la primera de las áreas interesada en este tipo de estructuras es la militar, pero a diferencia de lo que se pueda pensar,

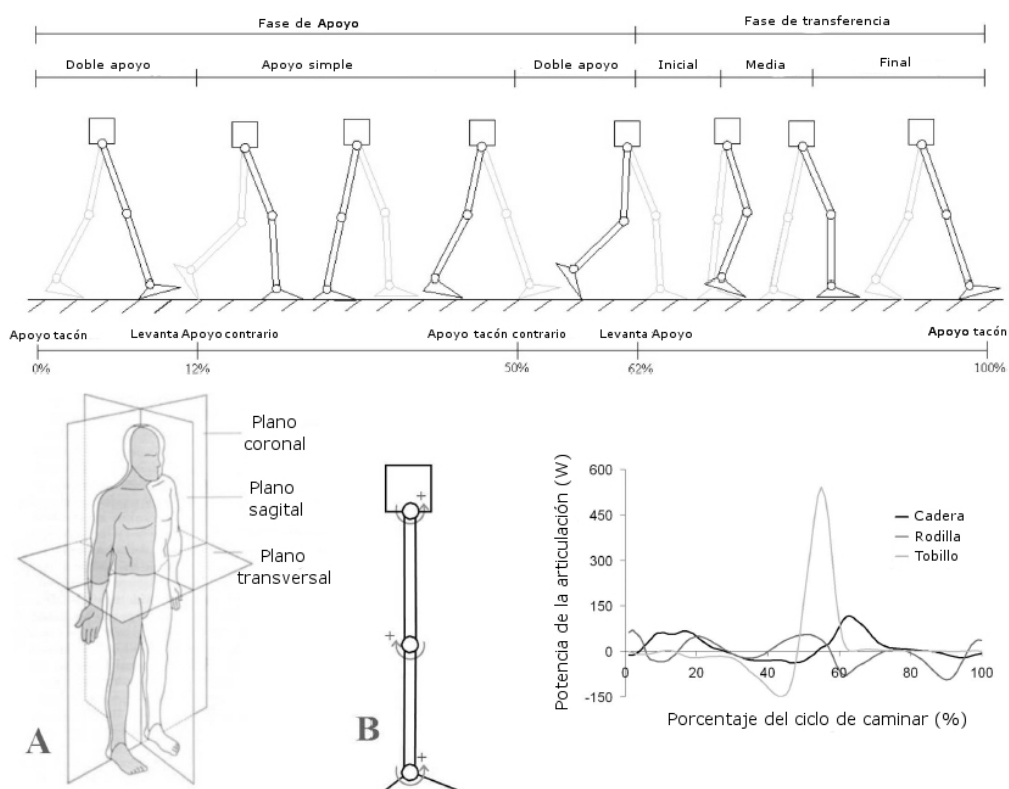


Figura 1.1: Adaptación de la definición de fases al andar, convenciones y potencia por articulación, en función de las fases del modo de caminar, de [37]

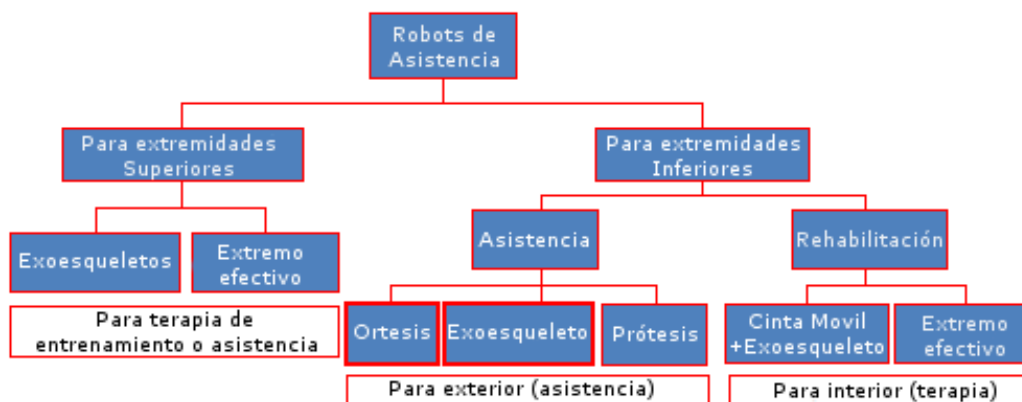


Figura 1.2: Adaptación de la clasificación para Robots de Asistencia según [51]

el primer diseño funcional fue pensado para el área sanitaria; y a pesar de que con el paso del tiempo, gran parte de la financiación en este campo va destinada a exoesqueletos que tienen por objetivo aumentar las capacidades humanas, el uso de robots de asistencia y exoesqueletos para proporcionar terapia de movimiento en la rehabilitación está cada vez más extendido (como ejemplo comercial, véase LOKOMAT [4]), ya que proporciona un mayor entendimiento y capacidad de análisis a las terapias de rehabilitación aplicadas en desórdenes neurológicos; y más particularmente en lesiones referentes al caminar.

En la figura 1.2 se representa la división que se hace en [51] del campo de los robots de asistencia, que puede diferir en algunos aspectos de la división hecha en [37] que diferencia entre exoesqueleto y ortesis activa, principalmente por el área de aplicación: mientras el exoesqueleto se centra en aumentar las capacidades físicas del ser humano, la ortesis activa sirve para asistir en las habilidades locomotoras de personas con patologías que afectan al movimiento de las piernas. En este trabajo se tratarán los desarrollos que actúan en paralelo con el sujeto y no en serie como lo hacen los Sky Jumpers [14]; ni tampoco se tratará el área calificada como *Para Interior*, ya que son otra variante de la rehabilitación con robots que no son portables. Este estudio se centrará en los tipos de robots que corresponden a los grupos remarcados en la figura 1.2: ortesis y exoesqueletos.

Exoesqueletos de amplificación de fuerza

A las personas en estado saludable se les puede proporcionar un extra de fuerza para llevar cargas pesadas o para disminuir la fatiga. Este modo es aplicable a la industria en general, la construcción y el ámbito militar. Precisamente por el tipo de aplicaciones que tienen, estos exoesqueletos tuvieron su auge a partir del interés del Departamento de Defensa de EEUU, debido a la financiación desde DARPA (*Defense Advanced Research Projects Agency*) al programa EHPA (*Exoskeletons for Human Performance Augmentation*), que se centra en aumentar las capacidades de los soldados mientras portan cargas pesadas, bien aumentando la capacidad de carga, bien disminuyendo la fatiga; aunque luego esta tecnología se pueda integrar en otros campos.

El profesor Omayoon Kazerooni, de la Universidad de Berkeley, California, desarrolló el llamado *Berkeley Lower Extremity Exoskeleton* (BLEEX). Este exoesqueleto dispone de un control que se denomina *get out of the way*, cuyo objetivo es minimizar las fuerzas de interacción con el usuario. Para encontrar información detallada, el diseño del BLEEX queda explicado en profundidad en [43] y en [19]. En esta última referencia encontramos que además de la aplicación para la que está diseñado, se han utilizado sus sensores para analizar el patrón de movimiento de cada articulación en la marcha humana. Las mayores desventajas que tiene son el elevado consumo y el tamaño y peso de los actuadores hidráulicos, que merman la relación potencia–peso del conjunto.

Parecido al anterior, el exoesqueleto Raytheon Sarcos XOS, de la empresa Raytheon, también posee los actuadores hidráulicos, y por ello experimenta el mismo problema de volumen y peso. También implementa un tipo de control *get out of the way* utilizando sensores de contacto. Las prestaciones que se consiguen son bastante similares [37], la diferencia existente entre ambos es que XOS es un exoesqueleto de cuerpo entero, mientras que BLEEX está orientado a la parte inferior del cuerpo.

Otro proyecto propuesto para aumentar la capacidad de la fuerza humana, es el que presenta Conor James Walsh en [47] y [49]. Entre los detalles técnicos encontramos un actuador en la cadera en el plano sagital y, además, un mecanismo de amortiguamiento variable en la rodilla, más un resorte pasivo en el tobillo, gracias a lo cual es más eficiente energéticamente que los presentados anteriormente, ya que aprovecha la potencia utilizada al caminar para impulsar, gracias al muelle, o no gastar más de lo necesario, debido a la amortiguación durante la fase de transferencia.



Figura 1.3: De izquierda a derecha BLEEX y SARCOS. Imágenes de [37] y de la web de Raytheon, respectivamente.

En aplicaciones con una componente menos militar encontramos el ejemplo de Robo Knee, de Yobotics Inc., exoesqueleto de un sólo grado de libertad pensado para mejorar la fuerza de la rodilla. Para que el robot no se interponga en el movimiento del usuario, incorpora unos actuadores elásticos serie (*Series Elastic Actuator*, SEA)[1]. Estos proporcionan medidas de fuerza, gracias a un muelle interno, con las que detectar cuando el motor no está sincronizado con el movimiento natural.

Otro ejemplo en la misma línea es la pierna del MIT [48], que se usa para mejorar la capacidad de andar de gente con discapacidad. Está formado por un mecanismo mecánico pasivo o quasi-pasivo que favorece el almacenamiento e intercambio de energía. Tiene varios muelles junto con un elemento de amortiguación variable en la rodilla, con el que se disipa energía al nivel apropiado dependiendo de la fase, como se vio en la introducción. Además de los muelles antagonicos del tobillo, existe en el talón otro muelle de fibra de carbono utilizado para impulsar el pie al principio de la fase activa del tobillo. A diferencia de Robo Knee, una de las desventajas que tiene es que causa interferencia en el modo natural de caminar del portador, aunque por otro lado es más eficiente energéticamente.

Otro diseño con un enfoque muy diferente es el desarrollado por el Instituto Tecnológico de Kanagawa [50], un exoesqueleto para asistencia a enfermeras. El objetivo de este exoesqueleto es asistir a las enfermeras durante el transporte de pacientes. Es por esto que el diseño está pensado para que en la parte frontal no exista ningún componente mecánico, como



Figura 1.4: A la izquierda RoboKnee y a la derecha el desarrollo del MIT. Imágenes extraídas de [51] y [44]

podemos ver en la figura 1.6, esto permite a la enfermera tener contacto físico directo con el paciente, tanto para transportarle como para tratarle. Se basa en una interfaz mediante sensores que detectan la tensión superficial sobre la piel de los músculos.

Exoesqueletos de asistencia a la movilidad

Una de las razones por las cuales se trabaja de manera más intensa en los exoesqueletos inferiores es porque la gran mayoría de las lesiones que se producen, sea a nivel deportivo o vida diaria, se dan principalmente en rodilla y tobillo. Además de lesiones en el tren inferior, según [37] en 2008, sólo en los EEUU había aproximadamente 4.7 millones de personas afectadas por derrames cerebrales, otras 400.000 con esclerosis múltiple y 1,1 millones a nivel mundial [10], 200.000 con lesiones de médula espinal y 100.000 por parálisis cerebral. A nivel mundial el porcentaje de derrame cerebral es de 2000 personas por millón [10], de las cuales un tercio se recupera completamente, otro tercio muere y el restante queda inválido de manera permanente. Todas estas personas con distintos niveles de invalidez se beneficiarían de las ventajas de las ortesis activas, gracias a que paliaría la falta de movilidad, que la gran mayoría de las veces desemboca en una falta de participación en la vida social que afecta a la comunicación, así como a otros factores de la salud como son, la circulación de la sangre en el cuerpo, la fuerza de los músculos o la falta de aire fresco. Dependiendo del grado de invalidez que cada una de estas enfermedades tiene como consecuencia, podemos diferenciar dos tipos de asistencia:

- *Asistencia a la movilidad limitada:* en este caso, los exoesqueletos

expuestos hasta ahora serían perfectamente válidos, dado que en cierta manera es una forma de amplificación de fuerza, es decir, el usuario capaz de moverse tiene el control de su cuerpo, pero no la fuerza suficiente para moverlo, y el exoesqueleto se limita a proporcionársela para hacer posible dicho movimiento.

- *Asistencia a la movilidad nula*: a diferencia del caso anterior, es el robot el que tiene todo el control, debido a que el usuario no es capaz de realizar movimientos voluntarios. En este tipo de asistencia, la gran mayoría de los desarrollos tienen los patrones de caminar programados previamente.

Para este último caso de movilidad nula, se enumeran una serie de proyectos comerciales, que reflejan el interés que existe por este tipo de robots a nivel social y no sólo a nivel de investigación:

- *Robotic Exoskeleton (REX)*: la empresa neozelandesa Rex Bionics [13] ha desarrollado un exoesqueleto robótico con dos horas de autonomía ininterrumpida, que permite que las personas sin movilidad en las piernas puedan ponerse de pie, caminar, subir y bajar escaleras. Las desventajas que este desarrollo presenta son, entre otras, una interfaz mediante joystick y pad, que en media tarda en dominarse cerca de dos semanas; el tamaño, que como se puede ver en la figura 1.5 es voluminoso y, por último, la autonomía que sólo alcanza 2 horas. Por otro lado tiene la ventaja de que es un diseño flexible para las medidas físicas medias de la población ya que los usuarios potenciales deben medir entre 1,46 y 1,95 metros, y pesar menos de 100 kilos.
- *e-Legs*: el exoesqueleto eLEGS, de Berkeley Bionics [12], es una adaptación del modelo HULC; de la misma compañía, y a diferencia de este, el eLEGS ha sido diseñado específicamente para personas con problemas serios de movilidad. Las ortesis están construidas en acero y fibra de carbono; lo que consigue una ligereza mayor (20 Kg), una autonomía que llega hasta las 6 horas y mayor robustez que otros desarrollos. La interfaz es gestual, es decir, el ordenador integrado monitoriza la intención del usuario interpretando patrones de movimiento en los brazos y cadera.
- *Rewalk*: este exoesqueleto de la empresa israelí ARGO Medical Tech.[2], al igual que eLEGS, tiene programados patrones para levantar desde sentado, caminar, subir y bajar escaleras, pero a diferencia de éste, la



Figura 1.5: De izquierda a derecha: Rex ([13]), HULC (de la página de Berkeley Bionics), e-Legs([12]) y Rewalk(ARGO Medical Tech.).

conmutación entre estos modos se hace mediante la selección manual desde una interfaz situada en la muñeca. Hace uso de actuadores rotacionales situados en las articulaciones, pesa 22 Kg y tiene una autonomía de 8 horas.

Otros ámbitos

Existe otra posibilidad presentada en [29], no incluida en la división de la figura 1.2 ni en [37], en la que el exoesqueleto no trabaja en cooperación con el sujeto, sino que opone resistencia a sus movimientos. Las posibles aplicaciones que podemos encontrarle a este modo es principalmente la emulación de escenarios, ya que si el usuario nota una resistencia, esto podría hacer entender al cerebro que está subiendo escaleras, por poner un ejemplo; es decir, aplicaciones dentro de las áreas de interfaces hápticas, telemanipulación, juegos o entretenimiento. Como ejemplos desarrollados existen el sistema ForceTek XIO [5] y el exoesqueleto MEMICA, para simulación de escenarios de gravedad cero para entrenamiento de astronautas [17].

Dentro del ámbito de la rehabilitación, los tratamientos y soporte pueden incluir exoesqueletos en sus respectivos programas como accesorio adicional, de tal manera que se puedan monitorizar las constantes musculares del

paciente para ver sus progresos o enfocar el tratamiento de manera óptima; y además en ciertos casos el paciente puede reaprender a caminar con este tipo de soportes.

Un ejemplo importante en esta área es el llamado AKROD (*Active Knee Rehabilitation Orthotic Devices*) [38] de la Universidad de Northeastern, un dispositivo ortopédico para la rehabilitación activa de la rodilla diseñado para pacientes con accidente cerebro-vascular que sufren de hiper-extensión de la rodilla en la fase de apoyo de la marcha y de flexión reducida de esta misma durante el balanceo.

Dentro de este sector de aplicación también podemos incluir un desarrollo llamado LOPES [26], [20], con tres articulaciones (dos en la cadera y una en la rodilla). Para adaptarse a las necesidades del paciente trabaja en tres modos diferentes: paciente a cargo, robot a cargo y terapeuta a cargo.

1.2. Exoesqueletos y electromiografía

La gran mayoría de los exoesqueletos que han sido expuestos hasta el momento tienen una realimentación basada en joysticks, sensores de fuerza o contacto, etc., pero existen otros tipos de variables que aportan información significativa sobre el movimiento que debe realizarse. Previo al movimiento del operador existe una señal que se genera en el cuerpo humano, y que es la responsable de los movimientos musculares, estas señales son las llamadas señales electromiográficas (EMG), cuya adquisición puede servir para comandar el movimiento de los exoesqueletos. Más tarde, en el capítulo 3, se hará una exposición y desarrollo de la base de estas señales.

Una de las primeras implementaciones que incluía la captura de señales EMG, fue el trabajo presentado por Jacob Rosen *et al* [41], en el que describían un sistema de actuación alrededor del codo que utilizaba las señales EMG para predecir el movimiento. Además de los electrodos, incluía sensores de fuerza que medían, por un lado la fuerza a la que estaba sometida el actuador, y por otro la fuerza que tenía que soportar el operador.

Dentro de la línea de rehabilitación encontramos el exoesqueleto de la Universidad de Michigan, cuyo propósito es rehabilitar pacientes con lesiones neurológicas [29]. Este exoesqueleto se menciona, a pesar de tener una aplicación no englobada en el desarrollo específico del documento, por su uso de señales EMG como fuente de información. Se compone de actuadores neumáticos que producen movimiento en el plano sagital. Tanto el compresor

de aire como el controlador están fuera del robot, pero dado que la aplicación que tiene es clínica y de interior, no supone una gran desventaja. Tiene tres modos de operación, entre los cuales destaca el segundo modo, que gracias a la aplicación de umbrales aplicados sobre la señal EMG para activar el actuador, conseguía que los pacientes adaptaran sus niveles de activación (la cantidad de señal EMG necesaria para realizar el movimiento) reduciéndola en un 50%; lo cual demostró la capacidad del humano para adaptarse ante alteraciones de la mecánica músculo-esquelética.

Aparte de estos, existen principalmente dos implementaciones que destacan sobre el resto en el contexto de éste trabajo, HAL y TUPLEE, que además son soluciones que enfocan el problema del control mediante señales EMG de una manera similar a la que se estudia en este proyecto, por lo que serán explicadas más en profundidad que las anteriores.

Hybrid Assistive Limb (HAL)

Este desarrollo de la Universidad de Tsukuba (Japón) es uno de los más importantes en este campo, hasta el punto que la última de las versiones es una implementación comercial, cuyos usuarios potenciales son aquellos con desórdenes al caminar y personas mayores, en el área de sanidad, pero también se puede usar como apoyo al movimiento de un usuario sano.

En la primera fase de éste exoesqueleto se implementaba una máquina de estados [33] (*leg raising, stepping up, leaning forward, hind leg raising y torso erection*), que mayormente coincide con las fases del caminar explicadas en la introducción. Los eventos que producen el cambio de estado vienen determinados por la señal EMG que se lee del *rectus femoris*, situado en la parte anterior del muslo. La señal filtrada e integrada (valor RMS) se convierte en ángulo mediante una transformación lineal previamente calibrada, este ángulo junto con la medida proporcionada por sensores que miden la fuerza de reacción con el suelo son los que determinan el cambio entre estados.

Más tarde, en otra fase del proyecto [35], el método de control varió, pero el tratamiento que se le daba a la señal EMG era muy similar, sólo que ahora se asumía una relación lineal para calcular la fuerza de cada músculo antagonista flexor y extensor, y con ello el par que existía en la rodilla:

$$\tau_{virt}(t) = K_f E_{flx}(t) - K_e E_{ext}(t) \quad (1.2.1)$$

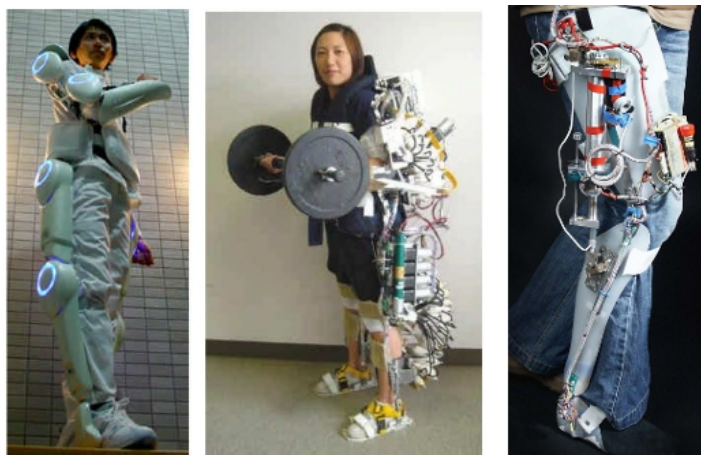


Figura 1.6: De izquierda a derecha: HAL-5, Nurse exoskeleton y TUPLEE. Imagen extraída de [28].

Como se puede ver, esta relación también usa un modelo lineal, que al igual que el anterior necesita ser calibrado. Esta es la gran desventaja de este desarrollo ya que hacerlo de manera óptima para un cierto usuario lleva cerca de dos meses. Aún así los resultados publicados en [35] muestran que mediante la utilización del HAL-3 el nivel de activación muscular se reduce debido a que es menor el esfuerzo necesario para desarrollar una misma actividad.

La última de las versiones es el exoesqueleto HAL-5, mostrado en la figura 1.6, es ya un producto comercial, y como consecuencia los detalles publicados son escasos.

TU Berlin Powered Lower Extremity Exoskeleton (TUPLEE)

En muchos aspectos este diseño se parece al HAL ya que el área de uso es el mismo y la interfaz es a través de señales EMG; pero las diferencias son lo que lo hacen un referente para este proyecto. La primera se puede encontrar en [28] y es que, a diferencia de HAL, no se utilizan modelos lineales para calcular fuerzas sino un modelo exponencial extraído de [24], para cada músculo j a partir del valor RMS, S_j , de la señal EMG:

$$F_{M,j}(S_j) = \frac{e^{A_j S_j / S_{j,max}} - 1}{e^{A_j} - 1} \cdot F_{max} \quad (1.2.2)$$

La siguiente diferencia es que utiliza dos métodos diferentes a la dinámica inversa convencional:

1. *Dynamic human body model*: utiliza un modelo del cuerpo, que ante una entrada de señal EMG genera el ángulo de rodilla deseado por el usuario. Este modelo es una simulación que tiene una serie de parámetros a calibrar, para obtener una información detallada sobre este modelo véase [29].
2. *Direct Force control*: A partir de la fuerza estimada con el modelo exponencial, se calcula la fuerza que debe hacer el actuador mediante la resta de la fuerza que hace cada músculo antagonista.

1.3. Conclusiones

En este capítulo se ha presentado una revisión breve de los exoesqueletos y han quedado patentes la cantidad de ventajas potenciales que aportan; por ejemplo, desde el punto de vista de la versatilidad móvil, este tipo de dispositivos, frente a desarrollos basados en ruedas, tiene la ventaja de que pueden superar superficies irregulares mientras que estos últimos necesitan de una adecuación del terreno para su uso.

Todos los exoesqueletos presentados, tanto si son ortesis activas como exoesqueletos de mejora de las capacidades físicas, experimentan los mismos problemas técnicos y dificultades funcionales, algunas ya presentadas por M. Vukobratovic en 1970, tales como, el gran tamaño y peso de las fuentes de alimentación, la necesidad de mejorar los lazos de control, el elevado peso de las estructuras mecánicas y tamaño de los actuadores, la interferencia en la manera de caminar natural del usuario, y el uso de interfaces naturales. Haciendo especial hincapié en el último de los retos comunes, las interfaces, se puede deducir a la vista de los detalles técnicos, que la electromiografía no es una de las señales más utilizadas en los sistemas de control de exoesqueletos. Sin embargo, se puede detectar un interés creciente en ellas, dado que suponen una ventaja frente al resto debido a que existe una interacción natural entre el humano y la máquina, sin necesidad de elementos externos, tales como botones o pulsadores, que podrían no estar al alcance de todos los pacientes y por lo tanto restaría flexibilidad al desarrollo, además de introducir un cierto retardo en el lazo de control, lo que supone un riesgo para la estabilidad en sistemas realimentados. Este trabajo trata este problema de los exoesqueletos, por lo que el próximo capítulo se centra en los aspectos

importantes a tener en cuenta cuando se diseña una interfaz de interacción humano-máquina.

Capítulo 2

Interfaces humano-máquina

Una vez que se han visto las distintas posibilidades y necesidades del sistema final, se pasa en este capítulo a analizar las diferentes opciones disponibles a nivel de interfaz, así como sus ventajas e inconvenientes, para finalmente escoger un método que será el que se desarrolle en posteriores capítulos y que será el centro de este trabajo.

2.1. Introducción

El concepto de interfaz entre humano y máquina nació junto con los ordenadores o máquinas en sí, principalmente por una razón que resulta obvia: las máquinas más sofisticadas y potentes no tienen ningún valor si no pueden ser utilizadas debidamente por una persona. Es por esto que la relevancia de este campo ha aumentado junto con la creciente integración de máquinas en distintas áreas, tan diferentes entre ellas en uso y aplicación final, que la interacción se produce en tres niveles según [32]: físico, cognitivo y afectivo. El nivel físico determina el mecanismo de interacción, el cognitivo afronta la forma en la que el usuario puede entender e interactuar con el sistema, mientras que por último, el nivel afectivo, que es el más recientemente estudiado, trata, no sólo de que la experiencia sea agradable, sino que, además, el sistema se adapte al estado emocional del usuario, por decirlo de otra manera, intenta implementar un sistema empático. Por hacer una analogía lingüística, se puede entender el nivel físico como la fonética, los distintos sonidos generados para entender una palabra; el cognitivo como la semántica, el significado que estos tienen unos junto con otros; y el afectivo

como el tono de la frase, es decir que el significado se adapta a la emoción transmitida.

Este capítulo se centra en las distintas opciones que existen a nivel físico y éstas se categorizarán de acuerdo a una serie de aspectos de diseño. Uno de los primeros criterios a tener en cuenta, es que una interfaz intuitiva reduce la carga mental requerida para manejar el sistema; por lo que una interfaz apropiada sería aquella que permitiera que el usuario se centrara en la actividad antes que en el control de la máquina. Además, para garantizar la naturalidad de la interacción se deben contemplar dos aspectos adicionales [29]:

1. Latencia: es el tiempo que pasa entre que se produce la intención por parte del usuario y el movimiento real que realiza la máquina.
2. Flexibilidad: es el número de movimientos que la interfaz es capaz de reconocer.

Además de la diferenciación de interfaces que se pueda hacer a través de los criterios, existe otra que hace referencia a la fuente de la información. Tradicionalmente se han utilizado interfaces que necesitan algún tipo de interacción con el medio y que comúnmente se basan en habilidades motoras. Pero debido al interés de normalizar la vida de personas con cierto nivel de discapacidad, desde hace un tiempo está cobrando mucha importancia otro tipo de señales cuya fuente es el propio cuerpo humano, es por ello que diferenciaremos estos dos grandes grupos como: interfaces sin bio-señales e interfaces con bio-señales.

2.2. Interfaces sin bio-señales

Las interfaces físicas que no utilizan bio-señales, como ya se ha comentado, se basan en habilidades motoras o de interacción con el medio, por lo que se pueden clasificar principalmente por el sentido que utilizan para esta interacción, que generalmente son tres: vista, oído y tacto. Es importante resaltar que estas interfaces no usan el sentido del usuario, sino que simulan esos sentidos mediante algún dispositivo, es decir, la vista utilizará cámaras; el oído, micrófonos y el tacto, pulsadores, por poner un ejemplo; y a través de ellos se aplicarán distintos tratamientos a la información adquirida:

- *Vista*: mayormente utilizada en la implementación de punteros mediante la detección de la mirada (el iris) o el movimiento de la cabeza, como CameraMouse [3]. También existe la posibilidad de detectar y clasificar los gestos o posiciones de una mano, por ejemplo, con el objetivo de ejecutar una lista acotada de comandos. El problema principal que tienen estos mecanismos es que son dependientes, en gran medida, de las condiciones de iluminación ambiente.
- *Oído*: estos métodos se basan en información adquirida mediante señales auditivas, que, en principio, tienen un espectro de posibilidades más limitado que las señales visuales, lo cual simplifica la clasificación de la información, pero son menos estables que estas, repercutiendo negativamente en la tasa de error. El tratamiento suele consistir en el reconocimiento del habla, por lo que son complicados de implementar.
- *Tacto*: Al menos se necesita un dispositivo físico mecánico o háptico, ya que su principio es la interacción con el medio. Entre estos métodos de interacción se pueden encontrar dispositivos como bolígrafos, ratones, teclados o sensores de presión. Como ejemplo práctico se tienen “TonguePoint”, que consiste en un joystick de presión manejado con la lengua y dos pulsadores situados en la boca [15]. Una de las limitaciones de esta tecnología es que, dependiendo de la cantidad de habilidad motora necesaria, el abanico potencial de usuarios excluye a los que tengan parálisis cerebral, esclerosis múltiple, etc.

El problema que tienen estos sistemas es el tiempo de respuesta, o utilizando los términos de la introducción, la latencia; que en estas interfaces es un valor que tiende a ser grande y como consecuencia el sistema de control en lazo cerrado usuario-máquina, produce oscilaciones y en el peor de los casos se inestabiliza, debido a que si el sistema no responde con la suficiente rapidez el usuario vuelve atrás, y por lo tanto el sistema también sin haber llegado a la referencia anterior, este juego de atrás adelante es lo que provoca la inestabilidad de la interacción.

2.3. Interfaces con bio-señales

El principio físico en el que se basa la medición de las señales biológicas es el de capturar el campo magnético que genera el sistema nervioso cuando el cuerpo realiza una actividad determinada. Estas señales varían dependiendo

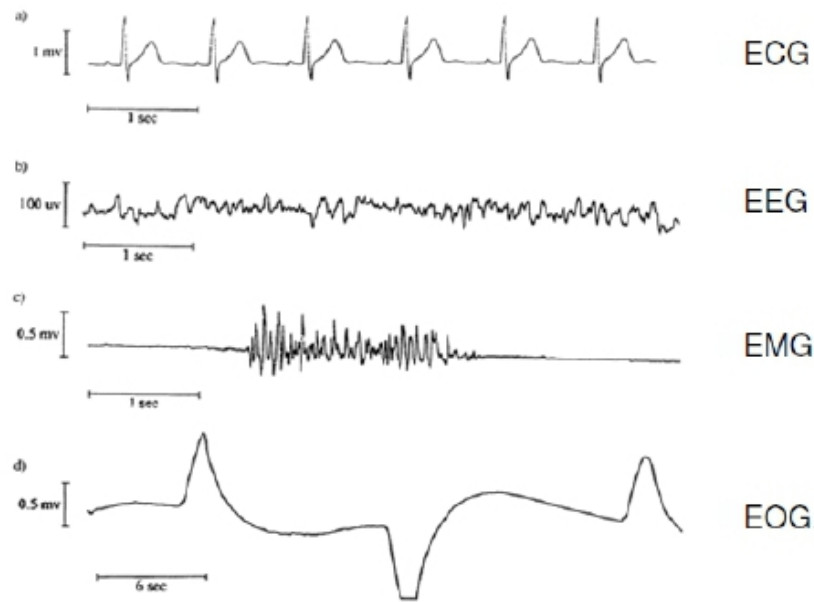


Figura 2.1: Tipos de señales biológicas

de la función que desempeñen, y esto hace que el tratamiento que se aplica a cada una de ellas sea completamente diferente, ya que la información que se extrae de ellas irá contenida de distintas maneras. En la figura 2.1 se muestran las principales señales producidas por el cuerpo humano, cada una generada por un órgano: ECG, corazón; EMG, músculos; EEG, cerebro y EOG, ojos.

A la vista de que cada señal tiene unas características propias, en los siguientes apartados se analizará cada una de las que sean susceptibles de ser utilizadas como interfaz, lo que excluye de este análisis a la señal ECG, cuya aplicación está más orientada a la monitorización del estado de un paciente, por lo que no se entrará en detalle ya que no es de interés para el objetivo de este trabajo.

2.3.1. Interfaz ocular: Señal electroocular (EOG)

El ojo humano se puede ver como un dipolo eléctrico, que tiene su polo negativo situado cerca de la retina y el positivo en la córnea. Esto permite medir movimientos horizontales en caso de que se sitúen electrodos a los lados de cada ojo, o verticales si se posicionan arriba y abajo de cualquiera de los dos. La señal medida por estos electrodos es la denominada EOG, que

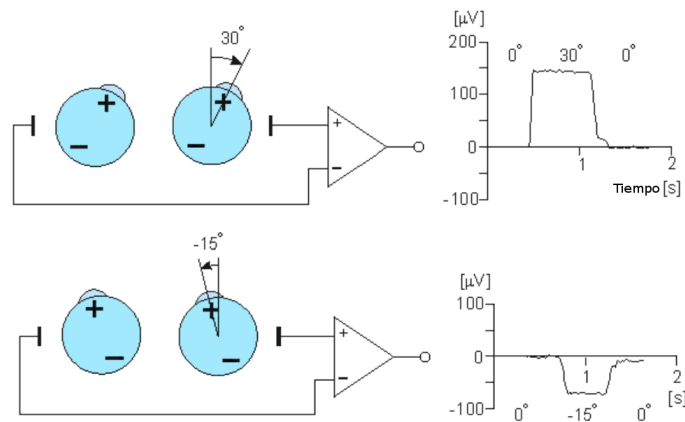


Figura 2.2: Explicación del principio de funcionamiento de las señales EOG

es una diferencia de potencial que tiene una relación lineal ($20 \mu\text{V}$ por cada grado, según [18]) con el ángulo de giro. Este principio de funcionamiento es el que se muestra en la figura 2.2.

Las ventajas de esta técnica principalmente son su bajo coste y el uso sencillo y no invasivo; además tiene unas prestaciones que la hacen susceptible de ser usada como interfaz en tiempo real, ya que el tiempo de reacción es muy rápido y el tratamiento no supone una carga pesada, gracias a que la relación es lineal entre la información y la señal. Por otro lado existen, problemas de diafonía o interferencias debidas a las señales EMG provenientes de los movimientos de cuello y parpadeo. En esta línea de desventajas, existen movimientos espasmódicos naturales en el ojo que dificultan la extracción de información, ya que introducen una componente de ruido en la señal de interés. Éstos se denominan movimientos sacádicos [18], y tienen por objetivo optimizar los recursos de visión; ya que gracias a ellos, la fovea, el punto de mayor resolución, enfoca distintos objetivos permitiendo obtener la resolución más alta para un mayor espacio que si el ojo estuviera quieto. Existen otros inconvenientes, como por ejemplo, el movimiento relativo del tronco con respecto al punto de atención [15], en este escenario los ojos se mueven sin que cambie el objetivo de la mirada.

2.3.2. Interfaz cerebral: Electroencefalograma (EEG)

En este caso no existen diferencias de potencial entre zonas de interés, sino que los electrodos colocados en el cuero cabelludo recogen la señales

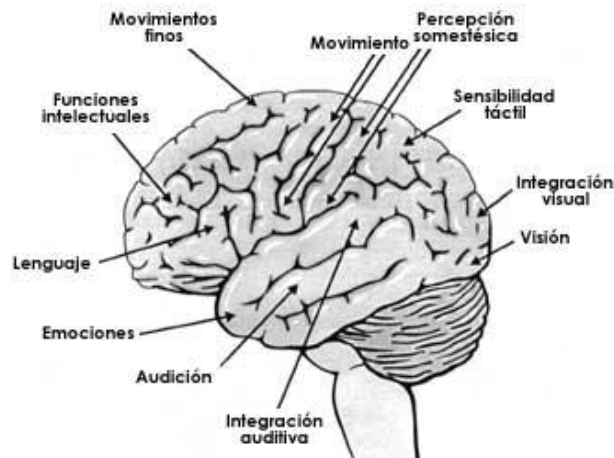


Figura 2.3: Áreas cerebrales según la actividad que coordinan. Imagen extraída de [39]

originadas en los potenciales postsinápticos, causados por el flujo de iones cargados positivamente hacia dentro de la neurona postsináptica. Los potenciales que estén dándose en un momento dado se suman en el cortex y se transmiten a través del cráneo, resultando en lo que se denomina señal EEG.

Dada la complejidad de estas señales, las interfaces cerebrales generalmente se basan en el reconocimiento de patrones, es decir, dadas unas señales de entrada se relacionan con un conjunto finito de posibilidades. Es por esto que la flexibilidad de estos sistemas es menor que si se relacionaran las señales y la acción a realizar mediante una función de transformación continua, dado que no se limita la información a un número finito de alternativas.

Además del inconveniente que impone el tratamiento por patrones, existen otras desventajas provenientes de la naturaleza de la señal, que según [15] principalmente son dos: resolución topográfica limitada y SNR (*Signal-to-noise Ratio*) baja, entendiendo por ruido toda señal que no sea considerada información y que interfiera, además del ruido tradicional. La primera de las dos es importante, ya que el cerebro se ocupa de muchas actividades, y por lo tanto es deseable enfocar la medición hacia las áreas que se encargan de coordinar las acciones de interés, figura 2.3 . Una vez se tiene la señal EEG obtenida a través de los electrodos situados en la zona de estudio, las fuentes de información se pueden extraer mediante los siguientes métodos [40]:

- ***Medida directa de las ondas cerebrales:*** se utilizan frecuencias características del cerebro tales como las ondas alfa (8–12 Hz), beta (12–30 Hz), zeta (3.5–7.5 Hz), gamma (25–100 Hz) y los ritmos mu. Se adquieren utilizando bandas de sensores, y se suelen extraer conclusiones mediante ratios entre señales; por ejemplo, la relajación del usuario se extrae del ratio entre la actividad alpha y beta. La manera de implementar una interfaz a través de este método es mediante la modulación del comportamiento o el estado, ya que se obtiene una señal diferente dependiendo de éste. Este es el ejemplo del juego BrainBall [31].

- ***Potenciales evocados por eventos:*** como su propio nombre indica este tipo de señales se dan como respuesta a un estímulo externo. Es un grupo muy general debido a la gran variedad de estímulos y respuestas que se pueden medir, dependiendo del tipo de excitación y de la zona cerebral monitorizada se hacen subdivisiones, de las cuales aquí se presentan dos:
 - ***Respuesta P300:*** potencial medido 300 ms después de un estímulo llamado relevante. Por ejemplo, cuando se muestra una sucesión de imágenes y se pide al usuario que preste atención a una en concreto, si aparece dicha imagen en la sucesión, éste sería el estímulo relevante. En el caso de que se presenten estas sucesiones en dos lugares diferentes, si se presenta el estímulo con un desfase determinado, se puede inferir la dirección hacia la que está mirando el usuario.

 - ***Potenciales evocados visualmente:*** se basa en medir la respuesta del cortex visual ante patrones de luces que modulan la atención. Se pueden utilizar métodos de proyección en la retina: dependiendo de la posición relativa ojo-emisor, la imagen se proyecta en una parte diferente de la retina, resultando en una actividad del cortex visual distinta. También se recurre al uso de patrones con un alto contraste, como por ejemplo tableros de ajedrez, cuya retroiluminación se modula en frecuencia y amplitud constante. Generalmente la detección se basa en estudiar el espectro de la señal del cortex, ya que las frecuencias de modulación se pueden extraer de la frecuencia del estímulo del nervio óptico y por lo tanto de la respuesta cerebral. Este es el caso de [36], una interfaz para el manejo de sillas de ruedas para personas con parálisis.

- **Movimientos imaginados:** se basa en la detección de actividad cerebral inducida por la imaginación o planificación de movimientos específicos. A diferencia del resto, que dependen de un estímulo externo, este método depende únicamente de la actividad del usuario. La preparación motora se puede detectar como un desfase o desincronización en las frecuencias alpha y beta del córtex motor, seguido de una resincronización. Teniendo en cuenta el hecho de que cada hemisferio controla una parte del cuerpo (izquierda o derecha), midiendo la diferencia de potencial entre ambos, se puede generar una señal binaria que asigne el movimiento a un lado u otro. Este tipo de señales proporcionan una latencia óptima, ya que por ejemplo, el potencial lateral de preparación (LRP de *Lateralized Readiness Potencial*) es un desplazamiento negativo lento en la señal que se da en el cortex motor activo durante un periodo de un segundo previo al movimiento real, lo que permite predecir la actividad antes de que ocurra. Es interesante señalar que la zona cerebral, así como los niveles de activación, son similares para los casos de movimiento realizado, movimiento imaginado y movimiento observado en otro usuario [23]; precisamente por esto, es uno de los métodos utilizados cuando se quiere sustituir un miembro perdido por una prótesis.

2.3.3. Interfaz muscular: Electromiografía (EMG)

Las señales electromiográficas o EMG son el resultado de la actividad eléctrica del músculo, por la superposición de los potenciales generados por todas las unidades motoras activas dentro del mismo. Previamente a la contracción del músculo, de manera análoga a lo que pasaba en el cerebro, se generan pequeñas corrientes eléctricas provenientes del intercambio de iones entre las membranas de la fibra muscular; esta corriente se puede medir de manera no invasiva (electrodos superficiales) o invasiva (agujas), dando como resultado las señales sEMG (EMG superficial) y EMG, respectivamente.

En el siguiente capítulo se estudiarán estas señales en detalle, por lo que se incluyen en este apartado analizándolas con respecto a los dos criterios mencionados en la introducción. Desde el punto de vista de la latencia, estas señales aparecen antes de que la contracción se produzca, por lo que la acción se podría adelantar al usuario, gracias a que la señal se produce sólo con la intención sin que sea necesario que haya movimiento. Por otro lado, la flexibilidad está limitada por el tratamiento. La información relevante se encuentra en el nivel de activación muscular, que indirectamente se relaciona

con la fuerza muscular, por lo que se pueden aplicar modelos que relacionan fuerza y señal de manera continua, obteniendo una flexibilidad elevada. Aunque también existen implementaciones que simplemente aplican un umbral, como el ya mencionado exoesqueleto de la Universidad de Michigan [29], limitando la flexibilidad a las necesidades de su aplicación.

2.3.4. Limitaciones generales de las señales biológicas

Como se ha visto, la detección de las señales biológicas se basa en capturar campos provenientes de reacciones químicas o de propiedades fisiológicas, esto hace que las señales que se generan sean sutiles ($10 \mu\text{V}$ a 10mV), lo cual supone una primera limitación ya que se deberán utilizar equipos muy sensibles. Por otro lado, la extracción de información no es directa, es necesario aplicar un tratamiento, que en la gran mayoría de los casos no es trivial. La señal de mayor relación con la variable medida es EOG, luego EMG aunque hay que aplicar un cierto tratamiento y por último, la señal EEG, que prácticamente no aporta información significativa sin un tratamiento previo.

Debido a la amplitud, las señales biológicas son muy susceptibles al ruido, ya que éste generalmente se encuentra en el mismo orden de magnitud, o superior, dependiendo de la fuente. Siempre y cuando sean técnicas no invasivas, el uso de electrodos para la medición introduce errores debido a la variabilidad en la colocación y calidad del contacto del electrodo con la piel. Asimismo, las perturbaciones ruidosas externas que se introducen en todas ellas son mayormente las mismas, por lo que las fuentes se pueden dividir en dos grupos:

- *Ruido Ambiente*: este ruido proviene de otros equipos cercanos al de medida (ordenadores, línea eléctrica,...). Este ruido tiene un rango frecuencial alto, sin embargo las componentes más perjudiciales son las que corresponden a la componente AC de la línea de alimentación, es decir 50 ó 60 Hz.
- *Ruido de los transductores*: este ruido se genera en la unión electrodo-piel. En el proceso de convertir los impulsos eléctricos en voltaje podemos encontrar dos componentes de ruido:
 - Componente DC: causada por la diferencia en impedancia entre la piel o gel y el electrodo.

Señal	Amplitud (mV)	BW (Hz)	Fuente de error de la medida	Principios de diseño del amplificador	Características adicionales
ECG	1-5	0.05-100	Artefactos móviles Red 50/60 Hz	Ganancia, BW y ruido moderados, CMRR y Z de entrada	Seguridad, aislamiento Protección ante defibrilación
EEG	0.001-0.01	0.5-40	Ruido Johnson Red 50/60 Hz	Ganancia alta, bajo ruido	Seguridad, aislamiento baja resistencia electrodo-piel
EMG	1-20	20-2000	Red 50/60 Hz	Mayor BW	Procesado posterior a la adquisición
EOG	0.01-0.1	DC-10	Variación del potencial en la piel	DC y deriva en frecuencia baja	Reducción de interferencias potencial electrodo-piel

Figura 2.4: Tabla resumen de las propiedades de las señales biológicas.

- Componente AC: causada por las fluctuaciones de impedancia entre la piel y el electrodo.
- *Interferencia o crosstalk*: dado que la adquisición se basa en detectar potenciales, un tipo de señal interfiere en otro o señales del mismo tipo interfieren entre sí. Por ejemplo, la señal EMG producida por el parpadeo interfiere en la medida de la señal EOG, de la misma manera que las señales sEMG son el resultado de la suma de las EMG producidas por los músculos involucrados en un movimiento concreto.

En la tabla 2.4 se resumen las características de cada una de las señales estudiadas. Aunque compartan ciertas propiedades como la amplitud de señal y rango de frecuencia limitados, así como la adquisición dificultosa, el tipo de información que contienen es completamente diferente, es precisamente éste el criterio de elección dada una aplicación final. A la vista de la tabla, cabe mencionar que la principal diferencia entre las señales EMG recogidas internamente con agujas y las recogidas por electrodos superficiales, es el ancho de banda. Los tejidos y la grasa actúan como filtros paso banda, limitando el orden de magnitud de varios KHz de las EMG invasivas, a los cientos de Hz cuando hablados de las EMG superficiales.

2.4. Conclusiones

En este capítulo se han estudiado los distintos tipos de interfaces existentes desde el punto de vista de la latencia y la flexibilidad. Por un lado se ha visto que la latencia de las interfaces sin bio-sígnal, en general, es

mayor que las que sí usan bio-señales, además de que estas últimas hacen que la interacción sea más natural. Como ejemplo de esta última afirmación y centrado en la aplicación final de este proyecto, no es lo mismo caminar para ir a cierto lugar, y que sea la intención del usuario quién comande las órdenes, que, por ejemplo, un sistema de palancas o botones que mueva la estructura. En cambio, a nivel de flexibilidad no se puede hacer una separación tan clara, ya que depende del método de interacción y tratamiento.

Además de por la latencia y naturalidad, si se ha elegido un enfoque con bio-señal es porque los sistemas robóticos de asistencia necesitan garantizar tanto la seguridad como la confiabilidad, por lo que los desarrollos recientes tienden hacia una arquitectura de control “usuario-en-bucle” para considerar la intención de este, y la manera más natural es mediante bio-señales.

Dentro de las bio-señales, cada una tiene una aplicación más adecuada a las características que tenga. Por ejemplo, las señales EOG se orientan más hacia aplicaciones de punteros, las EEG, debido al carácter genérico del cerebro son de aplicación más abierta, las ECG, como ya se comentó, principalmente se utilizan en monitorización y, por último, las señales EMG se encuentran en aplicaciones de control robótico o en análisis y diagnosis.

Resumiendo, la electromiografía superficial es la interfaz escogida para el guiado de exoesqueletos, debido a que es una señal producida exclusivamente por la intención del usuario, no por perturbaciones exteriores, generada de manera natural por lo que minimiza la carga mental. Además la flexibilidad podría llegar a ser, teóricamente, la limitada por el cuerpo, y la latencia del sistema se ve mejorada enormemente, como ya se ha explicado. Por otro lado se escoge esta opción frente a la electromiografía interna (con agujas) porque es un método más sencillo porque las necesidades de aplicación final no imponen la necesidad de conocer la señal de un músculo en concreto sino la del conjunto de todos los músculos que intervienen en un movimiento, como estimación del esfuerzo global, por lo que en el caso a tratar no es una limitación.

Capítulo 3

Principios musculares

El uso de las señales EMG ha sido, finalmente, el método escogido para transportar la información entre el usuario humano y el exoesqueleto de la aplicación final. Es por ello, que en esta sección se explica cómo desde un pensamiento o reflejo, se llega a ejercer una fuerza muscular, y cómo ciertas propiedades dinámicas y bio-mecánicas, influirán en la manera de enfocar los experimentos y modelados, afrontados en posteriores capítulos. Las conclusiones y explicaciones dadas en este capítulo hacen referencia a personas en estado saludable.

3.1. Introducción

Las señales EMG que se están estudiando, aparecen siempre que existe movimiento, pero las fuentes de estos movimientos son variadas ya que, no sólo se pueden originar mediante actividad cerebral consciente, sino que además, la información proveniente del sistema sensor también los puede iniciar. Según [29], en función de la fuente del movimiento, estos se pueden dividir en tres categorías:

- *Respuestas reflejas*: durante un reflejo, la energía física se convierte en señales neuronales, que estimulan los músculos sin pasar por el cerebro. Son los movimientos más sencillos, ya que son respuestas rápidas y estereotipadas que no requieren control voluntario, aunque pueden ser modificadas con esfuerzo consciente. Dentro de esta categoría se pueden enmarcar las reacciones ante el dolor.

- *Patrones motores rítmicos*: empiezan y terminan de manera consciente, pero el desarrollo de la actividad repetitiva no requiere un esfuerzo consciente, aunque interviene si es necesario adaptarse a las circunstancias, como por ejemplo cuando se tropieza mientras se camina.
- *Movimientos voluntarios*: son los movimientos más complejos, como tocar un instrumento. Requiere actividad consciente durante todo el desarrollo de la actividad, aunque cuanto más se practica menor es la carga que supone para el cerebro, pudiendo pasar a formar parte de la categoría anterior.

De acuerdo al nivel de influencia voluntaria, estos tres niveles se corresponden con tres niveles de control motor ubicados respectivamente en: la médula espinal, el tronco encefálico y el cortex motor. Éstos, están organizados en orden jerárquico y paralelo, siendo la médula espinal el nivel más bajo, y optimizado para respuestas rápidas, encargado de los reflejos y los patrones motores rítmicos. El siguiente nivel es el tronco encefálico, que se divide en dos subniveles [29]:

1. El sistema medio, encargado de controlar la postura del cuerpo basándose en la información proporcionada por los ojos y el sistema de equilibrio,
2. El sistema lateral, conectado a los músculos distales de los miembros (brazos, manos), para controlar los movimientos dirigidos a un objetivo (en inglés, “goal-directed”).

El nivel más alto, el cortex motor, es responsable de coordinar y planificar movimientos complejos, como ya se ha visto en el capítulo 2. El cerebelo, compara la respuesta real con la deseada, basándose en las señales del sistema sensorial. La salida del cortex es excitatoria, lo cual significa que es la que causa el movimiento. Los ganglios basales, por otro lado, tienen una función inhibitoria del cortex, eliminando ciertos movimientos y permitiendo, así, que se puedan realizar otros. Tanto el cerebelo como los ganglios basales están conectados al cortex mediante el tálamo.

Esta estructura jerárquica es la que asegura que los movimientos más simples no requieran esfuerzo consciente, y por otro lado, el hecho de que sean caminos paralelos permite que los niveles superiores de control modulen los inferiores para adaptar los movimientos a las circunstancias.

El final de esta estructura paralela se conecta a la médula mediante complejas redes interneuronales, que al final convergen en caminos comunes que conducen a las neuronas motoras que inervan los músculos mediante axones. El potencial acción, o señal enviada a través del axón, desemboca en una contracción muscular que, gracias a que los tendones conectan el músculo al menos a dos puntos que abarcan una o más articulaciones, es la que finalmente produce la fuerza o par necesarios para realizar el movimiento. En caso de que esta fuerza se ejerza, pero no así el movimiento, a esta contracción se la denomina isométrica.

3.2. Fisiología muscular

Como se puede entender en la sección 3.1, el propósito de los músculos es generar fuerza, ya sea activamente mediante la contracción o pasivamente mediante su resistencia a la extensión. Cuando un músculo es activado mediante un estímulo eléctrico, un proceso bio-químico permite a los filamentos de actina deslizarse dentro de los de miosina, incrementando la región de solapamiento, llamado en inglés “*cross-bridge*”. Estos miofilamentos (actina y miosina), cuando se juntan, forman la unidad funcional más pequeña del músculo, los sarcómeros. Como la actina está conectada a las líneas Z (véase figura 3.1 adaptada de [45]), la distancia entre éstas disminuye, haciendo que el músculo se contraiga. Una vez contraído, la manera de recuperar la longitud original, es mediante una fuerza antagonista, ya sea externa o producida por otro músculo.

La fuerza que produce un sarcómero depende de su longitud, y la dependencia es inversamente proporcional, cuanto más largo menor es la fuerza que produce. Esto se debe a que a mayor longitud del sarcómero menor es el espacio de solapamiento y por lo tanto menor la fuerza ejercida. Pero además de este factor, también influye en las características del músculo en sí la disposición geométrica de las fibras musculares, por lo que dependiendo de la tarea que desempeña, existen distintas disposiciones de las fibras dentro de éste: si el músculo realiza mucha fuerza, los sarcómeros estarán ordenados en paralelo; en cambio, se estructurarán en serie si se precisa de velocidad de contracción. La manera de optimizar el volumen muscular con respecto a la producción de fuerza se consigue, situando las fibras en paralelo con respecto a un ángulo de la dirección en la que se realiza la fuerza. Este tipo de músculos se denominan penados (“*pennate muscles*”, en inglés) y sus fibras no se acortan colinearmente a la dirección con la que el tendón ejerce fuerza, ya que el ángulo de penación aumenta según el músculo se contrae.

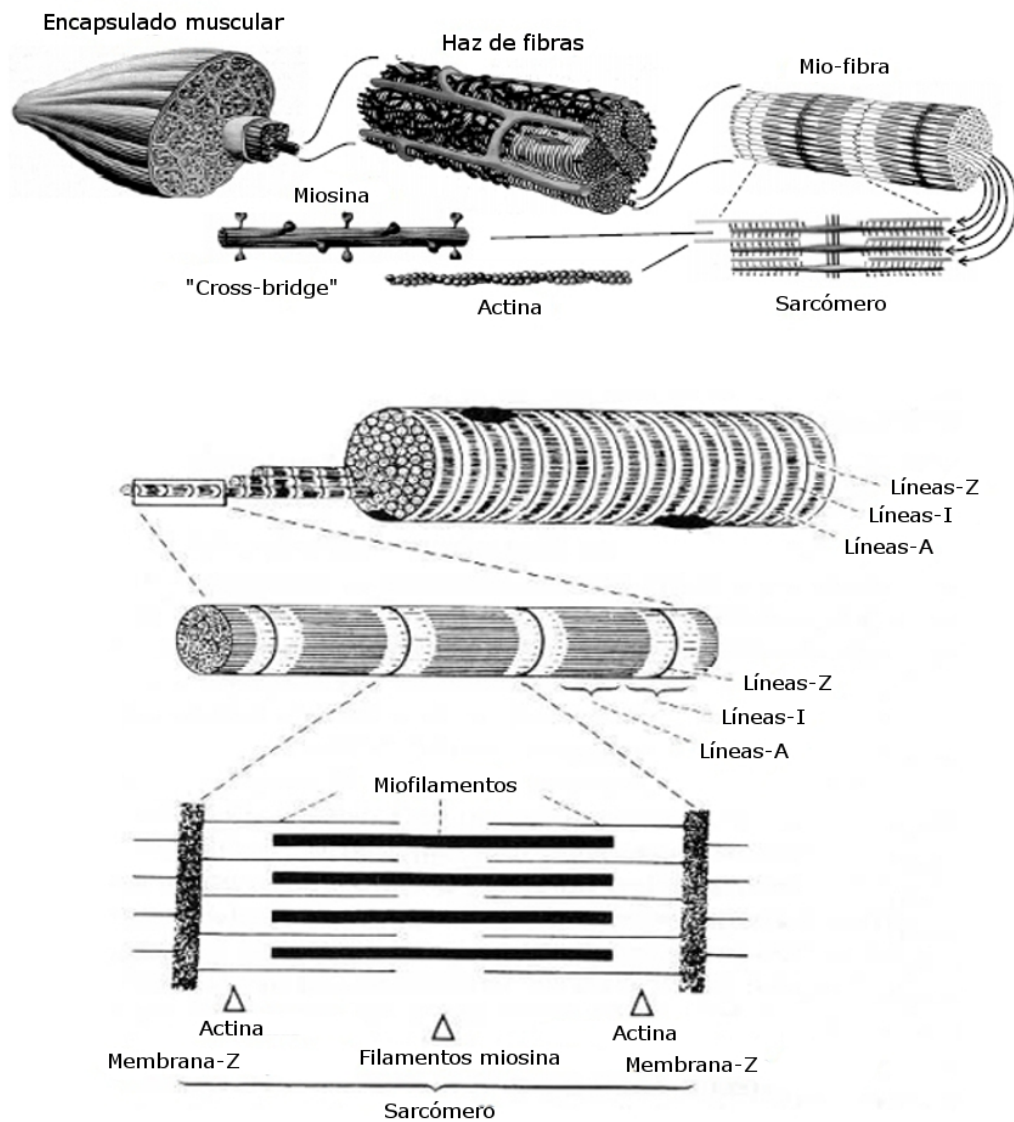


Figura 3.1: Anatomía muscular adaptada del libro Anatomía de Gray (Warwic and Willems,1973)

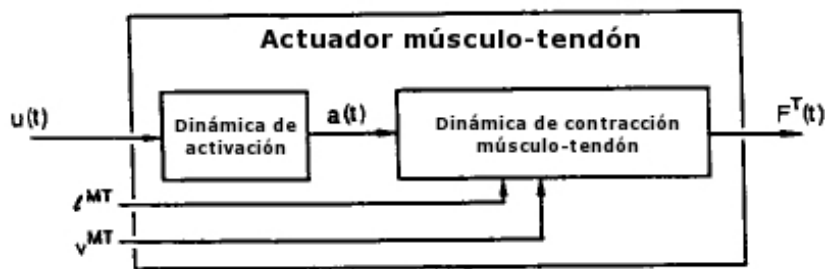


Figura 3.2: Dinámicas que afectan a la contracción muscular. Imagen de [25]

3.3. Dinámica muscular

Los músculos están hechos de tejidos blandos y por lo tanto tienen propiedades pasivas no lineales. El volumen muscular es constante durante la contracción y el nivel de activación determina la cantidad de fuerza ejercida. Sin embargo, esta fuerza también depende de propiedades no mecánicas como son, entre otros, la tasa de disparo de los nervios o la tasa de reacción de los procesos químicos involucrados. A su vez, la fuerza que ejercen los sarcómeros depende del solapamiento existente entre los mio-filamentos, que tiene que ver con la longitud del músculo, es por ello que dependiendo de su longitud se ejercerán distintas fuerzas, y de la misma manera, durante una contracción dinámica la fuerza depende de la velocidad del movimiento.

La dinámica del músculo se puede dividir en la dinámica de la activación, que es la que transforma la excitación del sistema nervioso en la señal de activación muscular, y la dinámica de la contracción, que transforma dicha señal de activación en fuerza muscular. Esta última depende tanto de la longitud del músculo como de la velocidad de la contracción. En la figura 3.2 se muestra la dependencia que existe entre la dinámica y las entradas: señal neuronal($u(t)$), longitud del músculo ($L^{MT}(t)$) y velocidad de contracción ($v^{MT}(t)$).

3.3.1. Dinámica de la activación

La contracción muscular es una respuesta a las señales originadas en las neuronas α -motoras situadas en la médula espinal o el cerebro. Estos impulsos viajan a través de los axones hasta las uniones neurona-fibra muscular, a través de ramificaciones que permiten que cada neurona α -motora se pueda conectar a varias fibras. Esto repercute en la resolución del

control, cuantas menos fibras estén conectadas a cada neurona α -motora, más fino será el control. Por otro lado, cada fibra sólo se controla mediante un axón. Este axón junto con la neurona α -motora y las fibras conectadas, forman lo que se denomina la unidad motora.

El potencial acción transmitido inicia un proceso bio-químico dentro, tanto de la unión con las fibras, la sinápsis, como en la hendidura sináptica, entre sinápsis y membrana de la fibra muscular (membrana post-sináptica). Si la despolarización de esta membrana excede un cierto umbral, un potencial acción de una fibra muscular se genera y excita todos los sarcómeros. Para conseguir un periodo de contracción mayor, existen dos maneras: activar nuevas unidades motoras o subir la tasa de activación de las ya activas.

Un pulso de estimulación crea un tic como respuesta en el músculo. Incrementando la frecuencia de los impulsos, el músculo no tiene tiempo para volver a su estado natural, percibiéndose que ejerce una fuerza constante y continua. Esta frecuencia puede aumentar, pero a partir de un cierto límite la fuerza muscular no aumenta, este límite tiene que ver con la frecuencia máxima de enlazado y separación de los “*cross-bridge*”. En general, la activación de las unidades motoras no sigue ningún patrón ni sincronización, a no se que el músculo sufra fatiga, ya que entonces se producen dos efectos:

1. El primero, es que es el espectro de la señal se desplaza hacia frecuencias bajas, por lo que el electrodo recibirá mayor cantidad de señal ya que el filtro paso bajo formado por los tejidos y la grasa corporal, filtra menos señal.
2. El segundo, que las unidades motoras se empiezan a activar de manera sincronizada. Como ya dijimos antes, cada impulso genera un tic, y se percibe una fuerza continua debido, en parte, a que estas tienen una tasa aleatoria. En cambio si se sincronizan, estos tic empiezan a ser visibles y percibimos un temblor en el músculo.

Durante la despolarización de la membrana post-sináptica, el movimiento de los iones produce un campo eléctrico alrededor de la fibra, solapándose este con los campos de las fibras vecinas que están entremezcladas en el músculo. La suma de todos estos campos es la señal EMG.

En el caso de señales EMG superficiales, estos campos no provienen únicamente del músculo bajo el electrodo. Debido a la conductividad del tejido y la piel, las señales de los músculos vecinos pueden interferir. Además de las interferencias, la señal original se ve modificada por las características

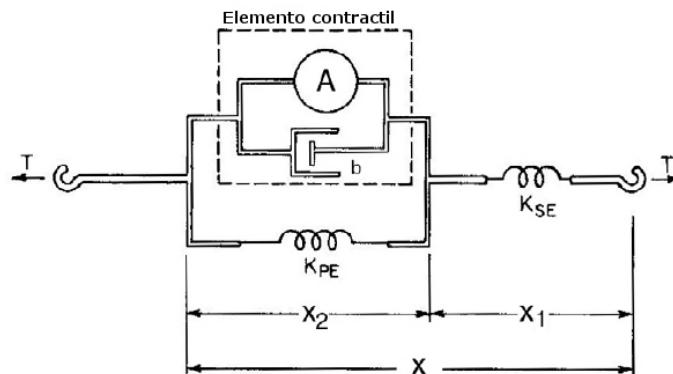


Figura 3.3: Modelo de Hill. Imagen extraída de [42]

de filtro paso bajo que poseen los tejidos que atraviesa (la grasa y la conexión electrodo–piel).

3.3.2. Dinámica de la contracción

Ya en 1922 Hill investigaba sobre la dinámica de los músculos mediante la estimulación eléctrica de músculos aislados. Sus resultados le llevaron a desarrollar un modelo que hoy en día sigue utilizándose, el modelo de Hill, representado en la figura 3.3. Éste se basa en que el músculo produce mayor fuerza cuando la contracción es isométrica (longitud fija) que cuando se encoge. Es por esto que parece que el músculo gastara parte de la energía activa en vencer una cierta resistencia interna. Adicionalmente, cuanto más rápido se contrae, menor es la fuerza total capaz de ejercer, consecuentemente, una velocidad mayor supone una resistencia interna mayor. Este tipo de comportamiento no lineal, no puede ser modelado por un muelle, sino más bien por un amortiguador, y para tener en cuenta el hecho de que el músculo produce menos fuerza cuando se encoge, Hill sugirió incorporar un elemento viscoso en paralelo con el elemento contráctil en [42].

En base a lo expuesto hasta ahora, podemos concluir que existen dos tipos de propiedades a analizar: las propiedades estáticas que dependen del solapamiento de los sarcómeros, es decir, de la longitud del músculo; y por otro lado las propiedades dinámicas, que hacen referencia a la fuerza que se puede ejercer en función de la velocidad de la contracción.

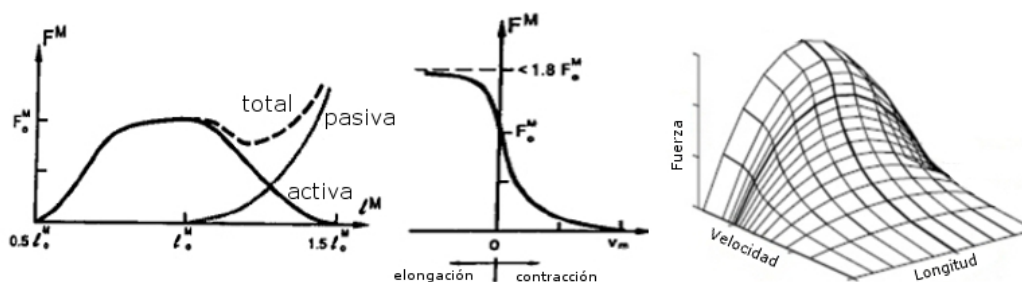


Figura 3.4: Curvas fuerza–longitud, fuerza–velocidad y la representación 3D de ambas juntas. Imagen extraída de [25] y [45], respectivamente

Propiedad Fuerza–Longitud

Las propiedades estáticas del tejido muscular vienen determinadas por la curva isométrica fuerza-longitud, que se estudia haciendo que tanto la longitud del músculo, como la señal de activación sean constantes. Es por esto que en los experimentos, el músculo se debe activar durante un largo periodo de tiempo, para asegurar que los transitorios de la activación se eliminan. La diferencia en la fuerza ejercida cuando el músculo está activo y cuando no, se denomina fuerza muscular activa. Como se puede ver en la figura 3.4, se desarrolla en la región $0,5L_o < L_m < 1,5L_o$, siendo L_o la longitud del músculo para la cual se realiza la máxima fuerza.

A partir de la longitud óptima L_o , además de la fuerza activa, hay una componente pasiva proveniente de las propiedades elásticas tanto del músculo como de los tendones adjuntos a él. Generalmente estas curvas se realizan para la activación máxima del músculo, ya que es más sencillo mantener esta fuerza de manera constante que otras de valor intermedio, pero en caso de que la fuerza no sea máxima, la curva es una versión escalada del caso para el valor máximo.

Propiedad Fuerza–Velocidad

Cuando el músculo se activa y además es sometido a una tensión externa constante, se contrae y mantiene una cierta longitud, lo que se llama una contracción isotónica. Esta longitud en la que la contracción se detiene, corresponde con la longitud a la que dicha fuerza puede ser mantenida en estado estacionario (la correspondiente a la gráfica isométrica fuerza-longitud). El hecho de que las trayectorias de longitud observadas se puedan

describir fielmente mediante la integración de la curva invertida velocidad-fuerza, justifica el uso de una relación fuerza-longitud-velocidad para modelar el comportamiento del músculo.

La forma de la curva fuerza-velocidad determina la potencia mecánica de salida ($F_m \cdot -v_m$) que un músculo activo entrega. Durante la contracción el músculo entrega potencia (potencia positiva), con su máximo en $0,3v_m$. Cuando una actividad motora necesita una propulsión se requiere una potencia positiva, pero también hay escenarios en los que se necesita absorción en vez de propulsión. En este caso es necesario que el músculo se estire, aunque esté en tensión, para absorber la energía producida durante el descenso de una escalera, por ejemplo. En caso de que éste estiramiento sea muy rápido el músculo puede dañarse.

3.3.3. Dinámica del actuador

A pesar de que hasta ahora se haya hablado del músculo, existen otros elementos que afectan a la respuesta del sistema de contracción. Es por esto, que el término actuador engloba tanto al músculo como a otros elementos, como por ejemplo los tendones. Los tendones son los elementos que conectan el músculo con los huesos para transmitir la fuerza a las articulaciones. Consisten en una porción externa del músculo y una porción interna, también llamada aponeurosis. En la gran mayoría de los modelos, se asume que los tendones tienen un comportamiento elástico o visco-elástico, pudiendo llegar a asumirse que la elasticidad combinada de músculo y tendón, es lineal. En cualquiera de los dos casos, la dinámica de las contracciones del actuador músculo-tendón viene determinada por la dinámica de la contracción muscular y la adaptabilidad o flexibilidad que introduce el tendón en el sistema (en inglés, “*compliance*”).

Al contrario que para el caso de la dinámica de contracción, se asume que la dinámica de activación no se ve afectada por la longitud de las fibras o la elongación del tendón.

En la figura 3.5 se muestra que desde la señal neuronal a la generación de fuerza existen procesos intermedios que complican la estimación de la fuerza a partir de la señal eléctrica excitadora. Para conseguir esto se necesita obtener información del actuador, y una manera de medir la activación muscular para una excitación neural específica es capturar la fuerza isométrica muscular activa.

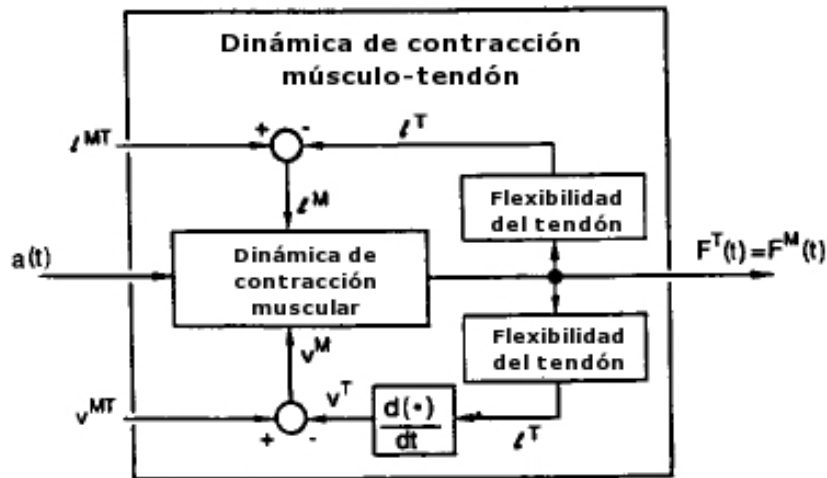


Figura 3.5: Modelo del actuador músculo-tendón. Imagen extraída de [25]

En un modelo desprovisto del elemento SEE (K_{SE} en la figura 3.3), la fuerza activa muscular $F^{CE}(t)$ (*contractile element*, CE) es una función sólo de $a(t)$, $L^M(t)$ y $v^M(t)$. En una contracción isométrica, L^M es constante y v^M es cero, por lo que la fuerza viene determinada únicamente por el nivel de activación $a(t)$. Pero esa suposición inicial de que no existe elemento SEE no siempre se cumple, debido a la presencia de tendones. Además, hay que tener en cuenta que desde el punto de vista experimental, se tiene acceso a la información del actuador, no a la del músculo, y a consecuencia de la flexibilidad de los tendones, L^{MT} no es constante, y por lo tanto v^{MT} no es cero. Por lo que si intentáramos extraer la curva de la fuerza muscular isométrica, como L^M no es constante, la estimación variaría con respecto a la original como se muestra en la figura 3.6.

El nivel de flexibilidad del actuador depende de la relación existente entre la longitud a partir de la cuál el tendón empieza a ejercer fuerza (en inglés, *slack length*) y la longitud de las fibras musculares. Cuando la *slack length* es pequeña, se dice que el actuador es rígido y por lo tanto el tendón apenas tiene efectos sobre el comportamiento global, haciendo que L^{MT} y L^M sean prácticamente iguales. En caso contrario, la curva fuerza-longitud se ve afectada, y la representación puede ser errónea. Para extraer la curva fuerza-longitud se somete al músculo a una activación máxima mientras realiza una fuerza isométrica. Debido a esta fuerza activa, no sólo la longitud de las fibras cambia sino también la del tendón, y dependiendo de su rigidez afectará en mayor o menor medida a la curva extraída de los datos.

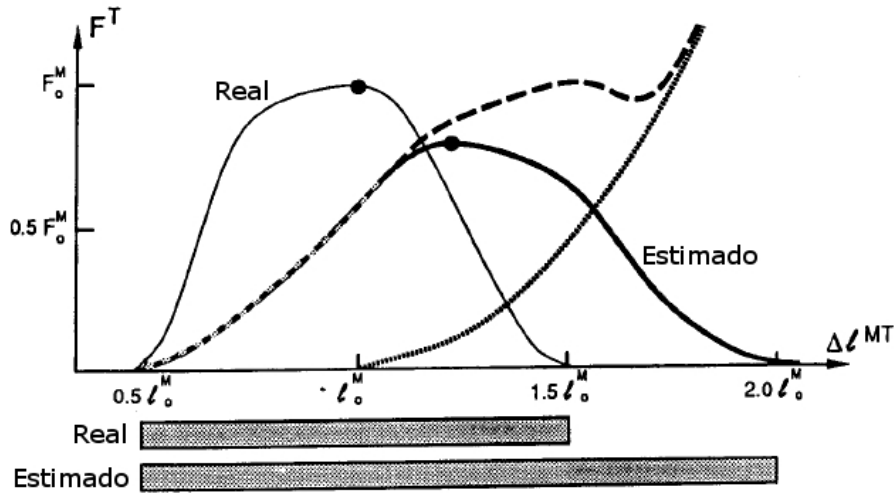


Figura 3.6: Error asociado a la influencia del tendón en la dinámica del actuador. Imagen extraída de [25]

Existen otros factores adicionales que influyen en la fuerza que el actuador es capaz de ejercer, uno de estos ya ha sido mencionado, y se refiere al ángulo existente entre la contracción muscular con respecto a la dirección de la fuerza ejercida. Este ángulo debe ser muy elevado para afectar a las propiedades estáticas y dinámicas del actuador. La relación entre la fuerza muscular y la fuerza ejercida en el tendón, que es el que la transmite a las articulaciones, es la siguiente, siendo α el ángulo entre las dos direcciones:

$$F^T = F^M \cos \alpha$$

Este ángulo añade un grado de no-linealidad adicional al sistema, dado que según se contraen las fibras el ángulo de penación aumenta por lo que la fuerza transmitida es menor. Entre los músculos de los miembros inferiores, sólo son significativos estos efectos en el músculo Soleus, con $\alpha = 25^\circ$. Otro factor influyente en las características es el retardo que introducen cada una de las dinámicas en el actuador. Para comparar cuál de las dos dinámicas limita la respuesta del actuador se comparan dos constantes temporales:

- τ_{act} : es el tiempo de transformación desde la entrada neuronal a la señal de activación. Se ve afectado principalmente por el tipo de fibra que componga el músculo.

TABLA 3.1: Tabla comparativa de las limitaciones de distintos músculos.

Músculo	τ_{MT}/τ_{act}	Articulación
Soleus	3.3	Extensión del tobillo
Gastrocnemius	2.7	Flexión del tobillo
Rectus femoris	1.5	Extensión de la rodilla
Músculos uniarticulares de la cadera	<0.3	Cadera

- τ_{MT} : es el tiempo que se tarda en producir la fuerza una vez dada la señal de activación. Es el inverso de la frecuencia de corte del actuador muscular, fijada tanto por la arquitectura muscular como por la rigidez del tendón, entre otros factores.

Estas dos magnitudes se ven afectadas de distinta manera, pero la que más varía de un músculo a otro es τ_{MT} , que será la que fije el retardo específico, entre la detección de señal electromiográfica y la producción real de movimiento de los músculos que en este proyecto interesan. En la tabla 3.1 se ve que los músculos encargados de la articulación del tobillo, tienen una limitación importante en cuanto a dinámica de la contracción.

3.4. Conclusiones

En este capítulo se han presentado las distintas particularidades que poseen los músculos y resultan interesantes a la hora, tanto de diseñar experimentos de modelado, como de extraer conclusiones de los datos obtenidos. Éstas características se pueden resumir en las tres siguientes más representativas:

1. Curva de comportamiento estático: representa la fuerza isométrica realizada en función de la longitud del músculo, para un mismo nivel de activación.
2. Curva de comportamiento dinámico: representa la fuerza que es capaz de realizar el músculo para una determinada velocidad de contracción.
3. Retardos asociados a los procesos que intervienen en la contracción muscular: la relación τ_{MT}/τ_{act} representa el cociente de las constantes de tiempo asociadas a cada dinámica, la de activación y la de

contracción, por lo que es un buen indicador de cuál limita la velocidad de respuesta.

Con respecto a la extracción de las curvas características, aunque la activación muscular se relaciona con la fuerza isométrica, las medidas que se hacen no son únicamente del músculo sino del actuador músculo-tendón; por lo que en estos casos, la fuerza capturada no representa la activación del músculo, sino una versión filtrada por un paso bajo. En el siguiente capítulo se verá que este hecho hace que ciertos estimadores para la activación muscular sean más apropiados que otros.

A la hora de diseñar los experimentos, se debe tener en cuenta que la medición se realiza sobre el actuador y no sobre los músculos aislados, por lo que se podría tratar de extraer la información referente al músculo, pero debido al efecto de los tendones se puede incurrir en ciertos errores de modelado, como se muestra en la figura 3.6. Es por esto que se decide tratar el actuador músculo-tendón como el objeto de modelado, y se trata, en el capítulo 5, de encapsular todas esas no linealidades que tiene el sistema en una sola curva. Si a esto se añade la decisión de hacer un control por fuerza directa, en el diagrama de la figura 3.5 se elimina la dependencia de la fuerza con $L^M(t)$ y $v^M(t)$, asumiendo que sólo afecta $a(t)$, es decir, el nivel de activación muscular.

Parte II

Implementación y Experimentación

Capítulo 4

Estimación de la actividad muscular

Como se comentó al final del capítulo 3, el tipo de control que se implementará en la aplicación final se basa en obtener la fuerza muscular. Esta fuerza muscular se genera a través de una dinámica de contracción que recibe como entrada el nivel de activación muscular $a(t)$, por lo que el primero de los retos es obtener una buena estimación de esta magnitud. En este capítulo se explica el método de adquisición así como el tratamiento aplicado a las señales para el cálculo de la magnitud de interés, la activación muscular $a(t)$.

4.1. Introducción

Tanto la conversión de impulsos eléctricos en señales EMG, como las condiciones musculares de un momento dado, afectan a la señal EMG de distinta forma, añadiendo información de distinta índole que principalmente se concentra en tres parámetros: amplitud, temporización y frecuencia espectral media (FEM).

1. Amplitud: Proporciona la envolvente de la señal EMG. Las medidas dependen de una serie de factores que hacen que las amplitudes vayan desde los μV a los pocos mV. Estos factores son:
 - El periodo e intensidad de la contracción.

- El lugar donde se coloca el electrodo, generalmente se intenta colocar en la zona de mayor volumen, ya que a mayor número de fibras mayor es la amplitud de la señal producida.
 - El movimiento de los electrodos durante los experimentos produce altos niveles de distorsión.
 - Las propiedades del tejido, por ejemplo el grosor de la piel y tejido adiposo.
 - Las propiedades eléctricas del electrodo y posteriores amplificadores: ganancias, ancho de banda, derivas, etc.
 - La calidad del contacto entre tejido y electrodo.
 - El número de músculos colindantes, ya que estos producen interferencias o “*cross-talk*” si están activos.
2. Temporización(*timing*): Una vez hallada la amplitud se aplica un umbral a partir del cuál se considera que se está produciendo una activación muscular. El problema de esta medida es que se ve muy afectada por la frecuencia de corte del filtro que halla la envolvente.
 3. Información espectral (FEM): Históricamente se asociaba al análisis de la fatiga muscular, ya que cuando el músculo está fatigado las acciones potenciales duran más y por lo tanto en frecuencia se comprimen. Pero esta variable, hoy en día, desempeña un papel cada vez más importante en las estrategias de adquisición de unidades motoras para monitorizar el reaprendizaje y adaptación de la actividad muscular después de haber sufrido algún trauma o patología.

Como se puede ver, no todos los factores que afectan a la señal EMG tienen que ver con la información muscular en sí, sino con otra serie de elementos adicionales que varían la señal EMG mucho y que por lo tanto, hacen que la interpretación de resultados sea una tarea compleja.

4.2. Sistema de adquisición

El sistema de adquisición se encarga de capturar las señales de interés, y transformarlas a los niveles adecuados para las tarjetas conversoras analógico–digital, que proporcionan los datos al software de tratamiento. Los dos tipos de señal que se van a capturar son: señales electromiográficas y ángulos articulares.

Principalmente existen dos maneras de adquirir señales electromiográficas. La primera es un método invasivo intramuscular (mediante agujas) y la segunda un método no invasivo superficial (mediante electrodos superficiales). El método superficial es el más común por la simplicidad y el mínimo riesgo que supone, por lo que puede llevarse a cabo por personal no sanitario. En cada uno de estos dos casos, la señal se puede adquirir con dos configuraciones:

- **Monopolar:** se sitúan dos electrodos, uno sobre el músculo y otro sobre un lugar más alejado del primero, que será utilizado como referencia (tierra), la señal entre estos dos se amplifica y adquiere.
- **Bipolar:** En este caso se sitúan tres electrodos, dos sobre el músculo de interés, y al igual que antes, otro de referencia más alejado, preferiblemente sobre hueso. De tal manera que se amplifica la señal diferencial entre los dos electrodos sobre el músculo con respecto a la señal de referencia. La ventaja de esta configuración es la eliminación del ruido común de los dos electrodos y por lo tanto la obtención de una señal más limpia.

Por otro lado, para obtener las señales angulares se planteó la posibilidad de incorporar un potenciómetro al eje de la articulación del tobillo, pero al ser necesario diseñar una estructura de anclaje, se eligió otra opción basada en goniómetros, que se pueden sujetar fácilmente por medio de gomas elásticas.

4.2.1. Hardware de adquisición

El esquema general del sistema hardware de adquisición se muestra en la figura 4.1. Los componentes de este esquema; electrodos EMG, goniómetro, plataforma PXI y tarjetas de adquisición, se detallan a continuación. Es importante hacer notar que los programas se ejecutan sobre la plataforma PXI, y que el papel del ordenador es simplemente de monitorización y fijado de parámetros de ejecución.

Electrodos EMG

El principio físico en el que se basa la medición de las señales EMG es el de capturar el campo magnético que se crea en la polarización y despolarización de las células encargadas del movimiento muscular. Estas señales se leen de

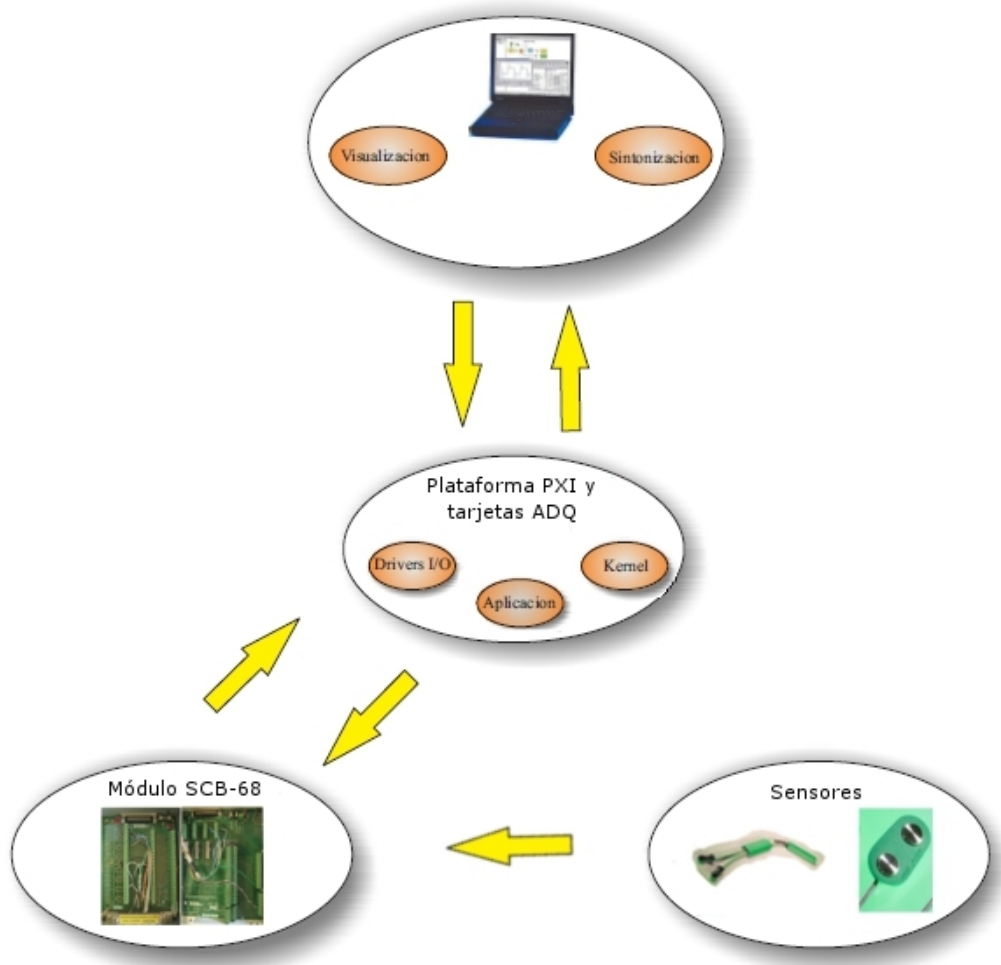


Figura 4.1: Esquema general para la adquisición de señales.

manera superficial, debido principalmente a que para el método invasivo se requiere personal cualificado. Esta decisión de diseño no es un problema, ya que los músculos que se estudiarán son los de mayor volumen dentro del área de medición, y por tanto los niveles de señal adquiridos de manera superficial son suficientes. El modelo de sensor de tipo bipolar utilizado es el SX230 de Biometrics Ltd, mostrado en la figura 4.2.

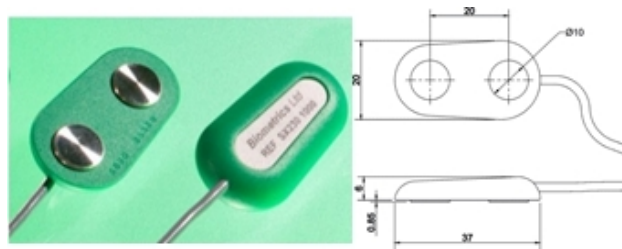


Figura 4.2: Modelo de los electrodos utilizado. Imagen extraída de la página de Biometrics Ltd.

Los electrodos no necesitan ningún tipo de acondicionamiento ya que incorporan toda la electrónica necesaria. La figura 4.3 muestra el diagrama de bloques interno del sensor. Las propiedades más importantes de este diagrama, que son las que interesarán a la hora de tomar decisiones sobre el diseño de la adquisición:

- Ganancia de 1000, lo cual es más que suficiente debido a que se llegan a obtener niveles de señal máximos del orden de voltios. No será necesaria una etapa de amplificación.
- Filtro paso alto con $f_c = 20Hz$. Elimina tanto los *offsets* en DC debidos a la diferencia en impedancia entre la piel o gel y el electrodo, como las interferencias causadas por el movimiento del electrodo en la piel.
- Filtro paso bajo con $f_c = 450Hz$. Es la frecuencia superior del rango de interés. El ancho de banda determinado por estos dos filtros se adecúa al espectro de la señal EMG, por lo que no serán necesarios filtrados posteriores. Adicionalmente este filtro fija la tasa de muestreo necesaria en la adquisición, que según el fabricante se recomienda que sea 1KHz, en vez del valor 900 Hz correspondiente al criterio de Nyquist.
- Alimentación a 5V máximo, por lo que se reutilizará el regulador que se implementa para el goniómetro.

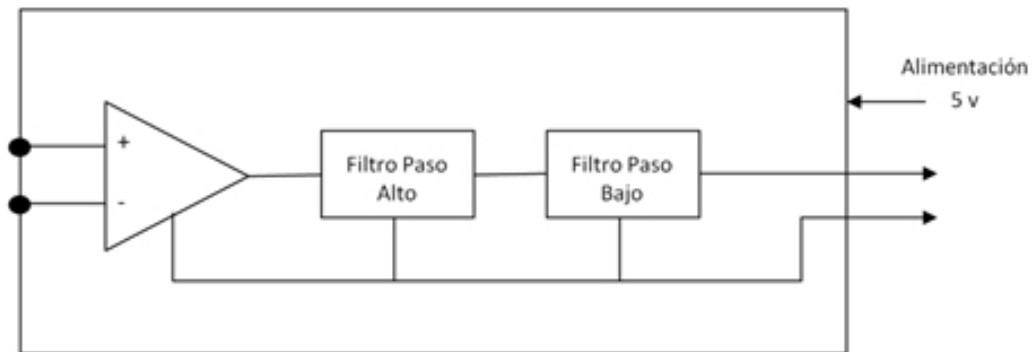


Figura 4.3: Diagrama de bloques interno del electrodo EMG. Imagen extraída de la página de Biometrics

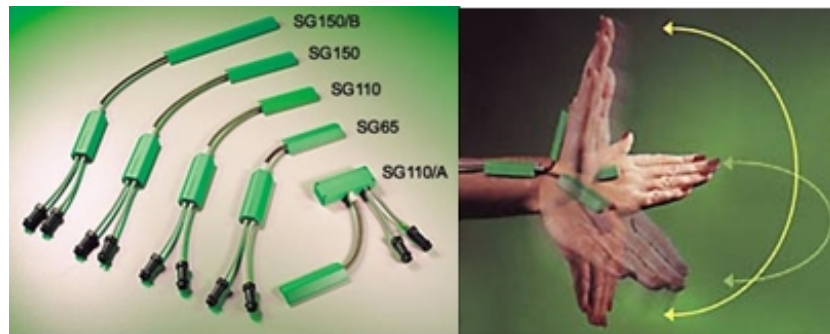


Figura 4.4: Modelo de goniómetro utilizado. Imagen extraída de la página de Biometrics

Goniómetro

Este sensor de ángulo está implementado mediante galgas, capaces de medir el ángulo en dos planos diferentes. En este caso el sensor utilizado es el modelo SG150 de Biometrics Ltd., y los planos que mide son los que se muestran en la figura 4.4 y vienen dados por la orientación relativa de los dos bloques que lo forman.

El goniómetro, debido a sus características eléctricas, necesitará un circuito de acondicionamiento previo a la adquisición. El criterio principal de diseño será satisfacer el rango máximo de entrada a la plataforma de adquisición (de -5V a 5V), de tal manera que se maximice el aprovechamiento y se obtenga una mejor resolución global del sistema. Al igual que con los sensores EMG, sólo se resaltarán las propiedades importantes para el diseño de la adquisición:

- Sensibilidad: $10 \mu V/\text{grado}/V_{cc}$. Esta sensibilidad no cumple el requisito mencionado por lo que, como parte de este trabajo ha sido necesario diseñar, tanto una etapa de amplificación diferencial (implementada con un amplificador diferencial, AD622), como un regulador de voltaje, ya que la sensibilidad depende de la tensión de alimentación. Aún así existirá un rizado en la alimentación ya que el regulador está en el lado de la placa de adquisición y hasta llegar al sensor se atraviesa un cable de aproximadamente 2 m, que genera un cierto rizado por las interferencias magnéticas, pero puede despreciarse.
- Alimentación máxima 5V. Este valor fijará la tensión de alimentación del regulador, y en nuestro caso el circuito integrado a utilizar, que será un LM7805.
- No incorpora ningún filtrado. En caso de que fuera necesario habría que añadir esta etapa externamente, teniendo en cuenta que el retardo que introduce debe ser el menor posible, ya que es una aplicación en tiempo real.

Debido al uso de un circuito integrado LM7805, es necesario utilizar un voltaje de alimentación de +7.5V para que éste opere adecuadamente, y con el objetivo de que el amplificador diferencial sea alimentado de manera simétrica, el valor de la tensión de alimentación negativa será -7.5V. El esquemático del circuito definitivo se muestra en la figura 4.5.

Como ya se ha mencionado, el criterio de diseño se basa en que, para los ángulos máximo y mínimo, la tensión medida sea de 5V y -5 V respectivamente, por lo que el valor de resistencia elegido para el amplificador es de 120Ω (entre P1 y P8, ver figura 4.5) para proporcionar una ganancia de 415 V/V.

Previo a la utilización este circuito de medición se hizo una calibración del mismo. Para ello se utilizó a la entrada un goniómetro de los que posteriormente se utilizarán en la aplicación real, y se midió el voltaje que este proporcionaba para distintos ángulos (V_{in}), tanto los datos como el procedimiento seguido se encuentra detallado en el anexo A. Simultáneamente se tomaron los voltajes de salida (V_{out}) y utilizando MATLAB se hizo una aproximación lineal por mínimos cuadrados, resultando la siguiente ecuación, con $K=415,52$ y $b=0.07$:

$$V_{out} = K \cdot V_{in} + b$$

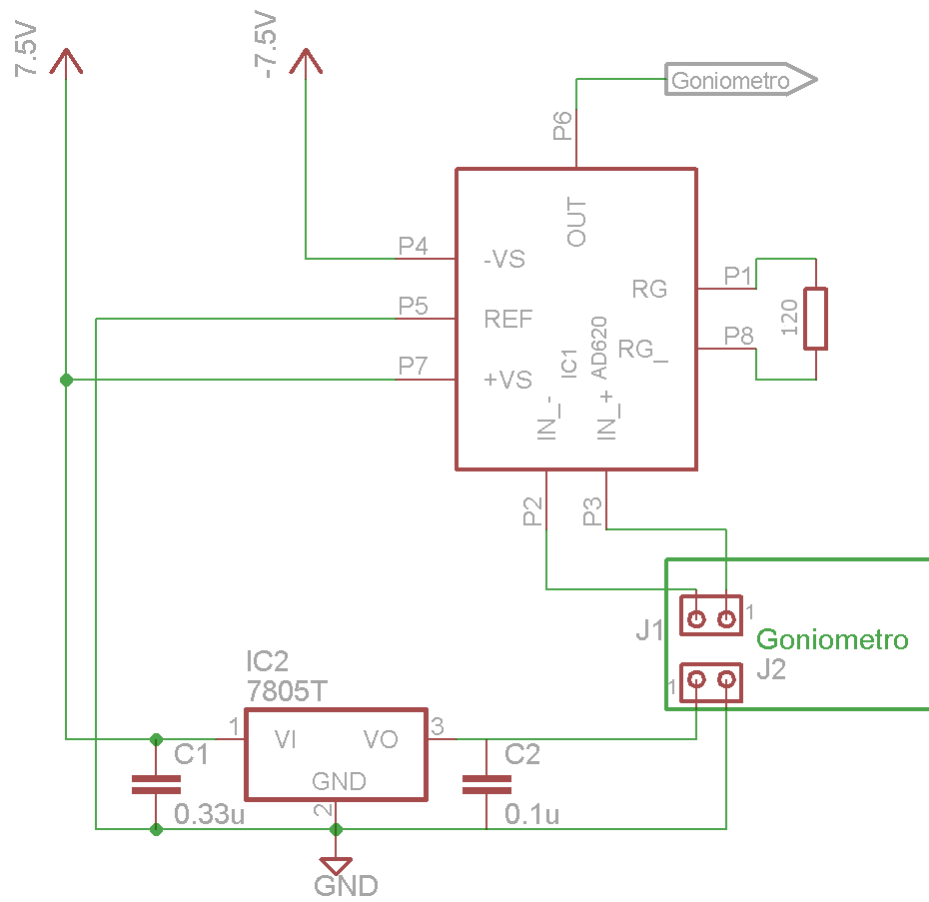


Figura 4.5: Esquemático del circuito de acondicionamiento utilizado para el goniometro

TABLA 4.1: Tabla resumen de las características de los sensores utilizados

	Electrodos EMG	Goniómetro	Etapa amplificación
Ganancia	1000 V/V	10 $\mu V/grado/V_{cc}$	415 V/V
Filtrado	20-450 Hz	-	-
Alimentación	5V	5V	$\pm 7,5V$

Con esta ecuación, y teniendo en cuenta que $V_{in} = m \cdot S_{gon}$, la expresión para obtener el ángulo medido (m), siendo la sensibilidad del sensor $S_{gon} = 50\mu V/grado$, dado que la alimentación que recibe es $V_{cc} = 5V$:

$$m = \frac{1}{S_{gon}} \cdot \frac{(V_{out} - b)}{K}$$

Esta ecuación resultará útil a la hora de obtener desde el programa el valor del ángulo, ya que desde el software, a lo que se tiene acceso es a los valores de voltaje, en este caso V_{out} .

Como medida adicional para ver las propiedades del sistema, se ha calculado la resolución de éste en grados. El desarrollo completo se puede ver en el anexo B, y de ahí se extrae que el sistema tiene una resolución de $\Delta m_{min} = 0,0027grados$. Ésta medida es necesaria para comprobar si este valor limita la resolución del sistema de control, en caso de que se utilizaran motores rotacionales con una realimentación en posición proporcionada por estos goniómetros.

La tabla 4.1 resume las características importantes mencionadas sobre los sensores y etapas de acondicionamiento utilizadas.

Plataforma PXI y entorno LabView 2010

Tanto la adquisición de datos como la implementación del software del sistema de control, se realizó utilizando NI LabView Real Time 8.6 en combinación con una unidad industrial de automatización y adquisición con operación en tiempo real NI PXI. La figura 4.6 muestra el chasis de la NI PXI-1042Q utilizada para el desarrollo de este proyecto.

La particularidad de este tipo de sistemas, es que permite integrar instrumentos de laboratorio a modo de tarjetas, que se comunican mediante

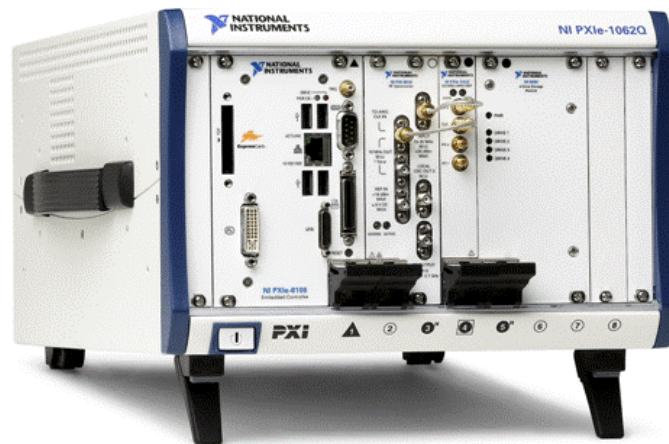


Figura 4.6: Chasis de la NI PXI-1042Q

TABLA 4.2: Características del controlador utilizado

Procesador	2.16GHz Core Duo
RAM	2GB
Sistema Operativo	Real-Time y Windows
Conectividad	hasta Gigabit Ethernet

una arquitectura PXI. Estas tarjetas se comunican mediante un bus común, controlado por un controlador del sistema, que además es el que ejecuta los programas y sistemas operativos. En este caso, el chasis incorpora un controlador PXI-8106, cuyas características más importantes se encuentran en la tabla 4.2.

Gracias al uso conjunto del sistema operativo en tiempo real y la conexión Ethernet incorporada, esta plataforma da servicio a varios puestos de trabajo que se comunican de manera remota, para la realización de experimentos o adquisición de datos. El chasis utilizado cuenta con las siguientes tarjetas:

- PXI-6602: Es una tarjeta de entradas y salidas digitales, que incluye 8 contadores de 32 bits cada uno, compatibles con encoders en cuadratura. Esta tarjeta fue utilizada para leer la información de posición y fuerza provenientes de los encoders de los motores, como se explicará en el siguiente capítulo.
- PXI-7352: Esta tarjeta está especialmente diseñada para el control de motores ya que cuenta con dos ejes de control para servo motores o

motores de paso, además de 64 entradas/salidas digitales y 8 entradas analógicas. En primera instancia, esta tarjeta fue utilizada para generar la señal PWM que sirve como señal de entrada al amplificador del motor, aunque en una fase más tardía esta funcionalidad fue implementada mediante una tarjeta FPGA.

- PXI-6259: Esta tarjeta contiene cuatro salidas analógicas, 32 entradas analógicas con una ADC de 16 bits a 1.25 MS/s y 48 entradas/salidas digitales. Esta tarjeta fue utilizada para realizar las medidas de las señales EMG, así como del goniómetro.
- PXI-6581: Esta tarjeta lleva una FPGA integrada que permite descongestionar el procesador o controlador de la PXI, llevando ciertas operaciones a hardware; en el caso que nos atañe, la generación de señales de control para los motores.

El lenguaje de programación utilizado para explotar las funcionalidades de estas tarjetas, es el que proporciona el entorno Labview 2010 de National Instruments, que ofrece un entorno de programación gráfica. Se basa en la construcción de un diagrama de bloques, donde cada bloque es una funcionalidad y cada cable un intercambio de datos de entrada/salida. De esta manera queda definida la parte llamada diagrama de bloques, que constituye el programa principal y tiene la apariencia de un diagrama de flujo. Este diagrama tiene una correspondencia directa con el panel principal, donde se pueden visualizar y modificar variables en tiempo de ejecución mediante controles en forma de botones o interruptores.

Módulo SCB-68 y diagrama de conexiones

El módulo SCB-68 es el elemento donde físicamente se conectan los cables, ya sean de entrada o de salida. Es la interfaz que media entre las señales físicas que se adquieren y su representación virtual en el entorno de programación. Como se puede ver en la parte izquierda de la figura 4.7, extraída de la hoja de especificaciones del módulo PXI-6259, cada pin tiene un nombre mapeado, que es el que identifica los pines en el programa, como se puede ver en la figura 4.8, y cada número tiene su correspondiente pin en el módulo SCB-68. De esta manera existe la correspondencia de la tabla 4.3 entre las señales adquiridas y los nombres que reciben en el entorno de programación.

TABLA 4.3: Asignación de pines y nombres a las distintas señales de interés.

Señal	Pin	Canal asociado
EMG Tibialis	68	AI 0
EMG Soleus	33	AI 1
Goniómetro	65	AI 2

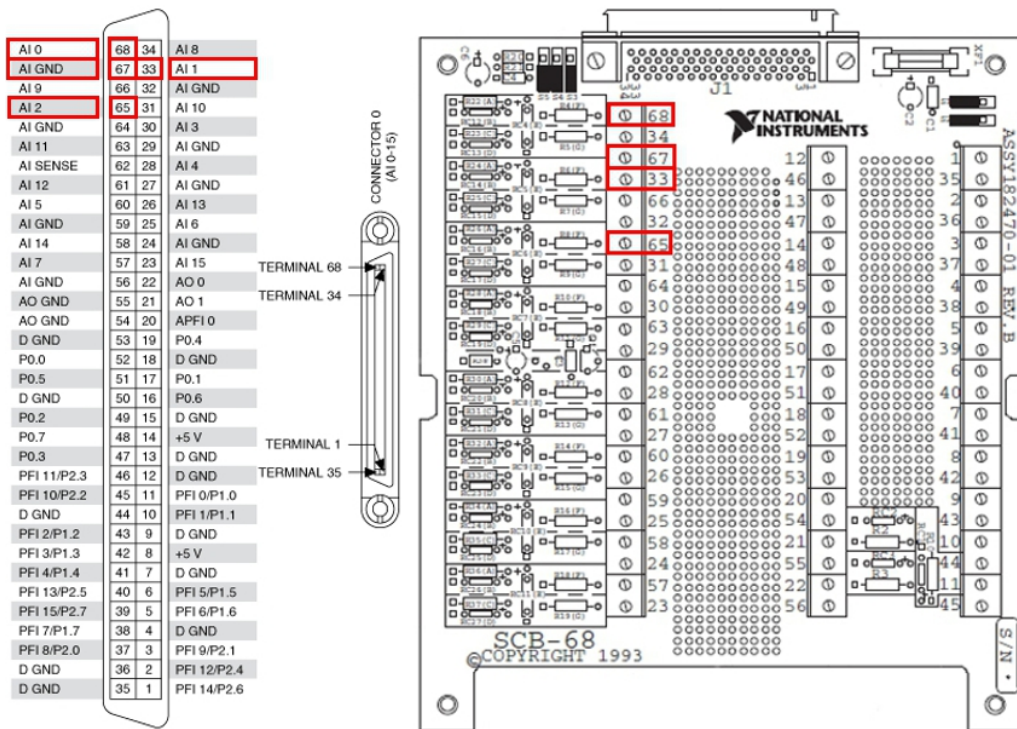


Figura 4.7: Esquemático de conexiones de la tarjeta de adquisición y de la caja de conexiones

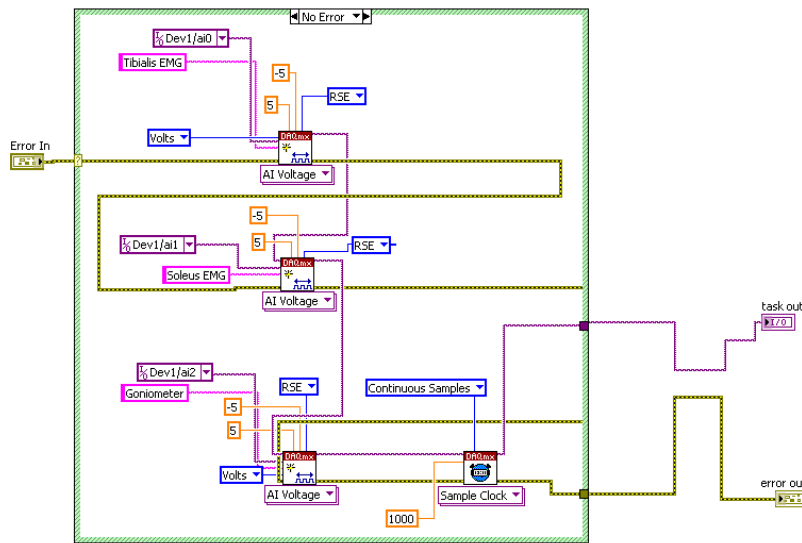


Figura 4.8: SubVi utilizado para la adquisición de las señales leídas en la tarjeta

4.2.2. Software de adquisición

Como ya se comentó previamente, el software de desarrollo sobre el que se ha trabajado es el lenguaje LabVIEW. Los programas desarrollados con LabVIEW se llaman Instrumentos Virtuales, o Vis, y a continuación se muestran y explican superficialmente los implementados para la adquisición de señales. En la figura 4.8 se muestra el VI de inicialización de la adquisición, en él se configuran las unidades (Voltios), los límites (-5 V y +5 V), el tipo de adquisición (entrada analógica - *AI Voltage*), y la referencia, que en nuestro caso será a tierra proporcionada externamente (RSE). Esta configuración es idéntica para las tres señales que se quieren adquirir, y se hace de manera bufferizada, es decir, la tarjeta de adquisición lee a una tasa determinada por el VI Sample Clock, en este caso (1 KHz) para cumplir con la tasa de muestreo necesaria para la señal proveniente de los electrodos, de tal manera que al realizar una lectura se entregará un vector con todas las adquisiciones hechas hasta ese momento.

Una vez se han inicializado los canales de adquisición se realiza la lectura desde otro subVI, que además supone que la tasa de adquisición hardware es mayor que la lectura software, por lo que lee todas las muestras que hay en ese momento en el buffer y extrae la media de todas ellas. Adicionalmente, en el caso del goniómetro se requiere invertir la amplificación para obtener la

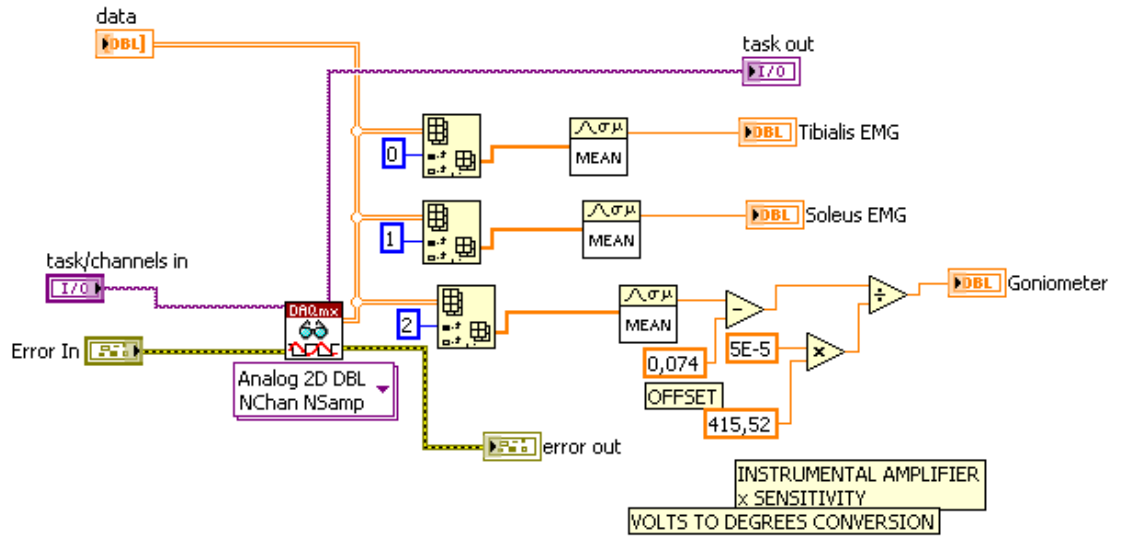


Figura 4.9: SubVi utilizado para la adquisición de las señales leídas en la tarjeta

medida en grados, como se ve en la figura 4.9. El panel frontal correspondiente a este código se muestra en el anexo G, el indicador de nivel reflejaría la salida del goniómetro y las señales EMG de ambos músculos se mostrarían en los gráficos temporales inferiores.

4.2.3. Resultados experimentales

Una vez implementado todo el sistema de adquisición se hicieron pruebas reales con los electrodos situados en el músculo Tibialis (pantorrilla), en el Soleus (gemelo), y el goniómetro unido al tobillo, en un ángulo de 90°. En la figura 4.10 se muestra el escenario y colocación de los sensores, para la realización del experimento.

El experimento consiste en mover el tobillo en el aire, de tal manera que los músculos no tengan carga, sino que sólo realicen el esfuerzo que corresponde a mover la articulación, sin tener que vencer otras fuerzas externas adicionales. En la figura 4.11 se muestran los resultados obtenidos. En ella se pueden ver las señales EMG de los dos músculos antagonistas, arriba Tibialis y abajo Soleus, que producen el movimiento del tobillo junto con la variación del ángulo de la articulación. Se aprecia perfectamente cómo el músculo Tibialis se encarga de la flexión del tobillo (ángulo positivo), así como el Soleus lo



Figura 4.10: Colocación de los sensores para el experimento

TABLA 4.4: Retardo desde que se genera la señal hasta que se produce el movimiento para los músculos Tibialis y Soleus, comparado con la longitud de los tendones que los insertan al hueso.

Músculo	Retardo [ms]	Tendón de inserción	Longitud [cm]
Tibialis	410	Tibialis Anterior	17
Soleus	400	Aquiles	16
Rectus femoris	80	Patellar	10

hace de la extensión (ángulo negativo).

Uno de los resultados que se remarcan en la literatura es que la señal EMG se adelanta al movimiento real [29]. Con intención de medir este tiempo se ha amplificado la gráfica correspondiente al músculo Tibialis y en se muestra en la figura 4.12, y se puede comprobar que este tiempo es cercano a los 300 - 400 ms, aunque en [29] se especifica que es de 80 ms. Esto se debe a que los datos suministrados en [29] hacen referencia a la articulación de la rodilla y por lo tanto al músculo Rectus Femoris, mientras que en este caso se trata del Tibialis. Como se vio en el capítulo anterior la dinámica de la contracción afecta a este retardo, y ésta a su vez se ve afectada por la longitud del tendón de inserción, éstas longitudes han sido extraídas de [9] y los retardos de los experimentos realizados. En la tabla 4.4 se ve reflejada esta relación.

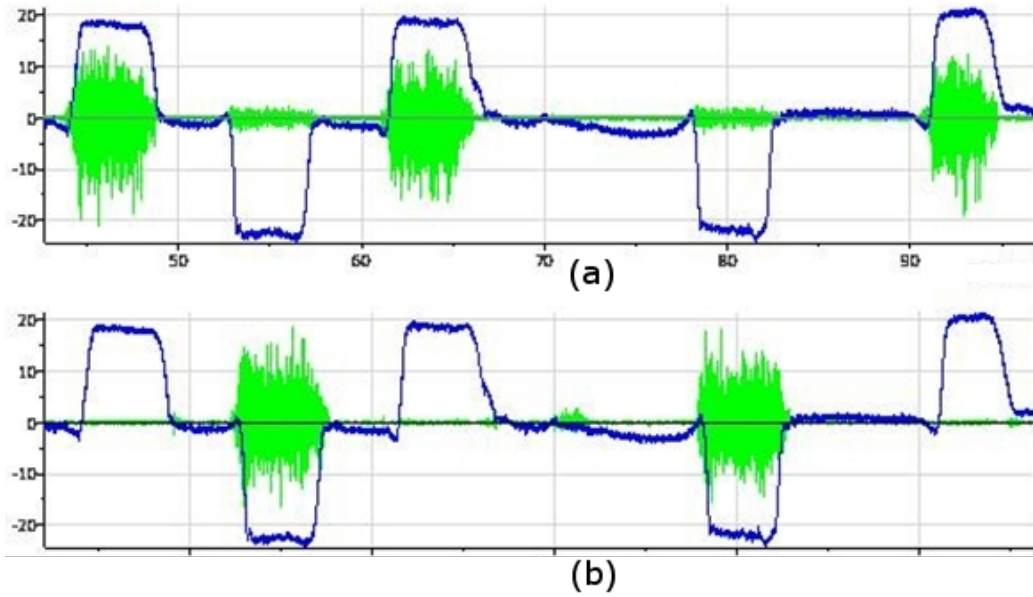


Figura 4.11: Variación del ángulo del tobillo (línea azul gruesa) y señales EMG (línea verde fina) de los músculos (a)Tibialis y (b)Soleus

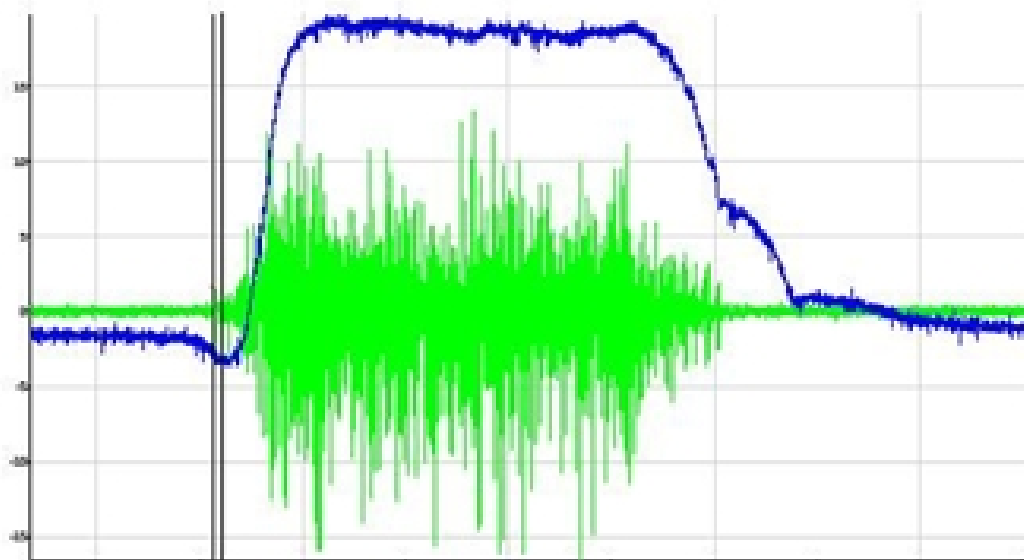


Figura 4.12: Detalle de la gráfica 4.11 del músculo Tibialis.

4.3. Tratamiento de las señales adquiridas

Muchos de los métodos actuales para el cálculo de la amplitud de la señal EMG, se basan en modelar esta señal como un ruido de banda limitada modulado en amplitud, tratando de extraer la señal moduladora o envolvente. Hogan [22] demostró, que el estimador de máxima verosimilitud para la envolvente puede ser extraído elevando la amplitud al cuadrado y filtrando el resultado con un paso bajo para suavizar la estimación. El problema que reside en este procedimiento, es que no sólo se suaviza la variabilidad del estimador sino también cualquier cambio brusco voluntario que se desee detectar. Incrementar el ancho de banda del filtro mejora la velocidad de respuesta pero aumenta la variabilidad de la señal estimada.

Existen alternativas que consisten en colocar arrays de electrodos y realizar un filtrado espacial; otros usan filtrados que blanqueen la señal antes de rectificarla, pero todas ellas tienen el problema de rapidez frente a variabilidad de la estimación. En [21] se desarrollan métodos de frecuencia de corte variable apropiados para señales no estacionarias como las que se tratan aquí, además de conseguir una estimación independiente del usuario. En [22] se expone un filtrado bayesiano, que obtiene una mejora importante en ese compromiso de velocidad y variabilidad, pero el código que se proporciona en dicho trabajo, fue probado en las señales adquiridas y los resultados no fueron los esperados, por lo que esta opción se desestimó. En el anexo H se presentan los resultados que se obtuvieron.

4.3.1. Método de máxima verosimilitud

Este estimador consiste en calcular el valor RMS de una serie de muestras tras el cual se aplica un filtrado paso bajo para suavizar la señal. Para poder implementar este algoritmo es necesario determinar dos parámetros: el número de muestras para el cálculo del valor RMS y la frecuencia de corte del filtro. Para decidir sobre estos valores, hay que tener en cuenta que este tratamiento va destinado a una aplicación en tiempo real, como es un exoesqueleto, y que el retardo que introduzca este tratamiento no puede ser tal, que el robot no responda ante la intención del usuario, ya que esto podría resultar en inestabilidades del sistema de control. Como se pudo comprobar en los resultados de la adquisición, la señal EMG adelanta un cierto tiempo al movimiento real, por lo que se cuenta con un margen del orden de centenas de milisegundos, que servirá para establecer limitaciones a los parámetros bajo estudio. Para esto hay que tener en cuenta que el retardo

que introduce cada uno de los bloques es el siguiente, siendo N el número de muestras enventanadas para el cálculo RMS, T_s el periodo de muestreo y f_c la frecuencia de corte del filtrado paso bajo:

- Bloque RMS:

$$\tau_{RMS} = N \cdot T_s$$

- Filtro Paso Bajo:

$$\tau_{LPF} = \frac{1}{f_c}$$

Una vez se conoce el margen que proporciona el desfase entre la señal EMG y el movimiento real de la articulación, se introducen dos criterios adicionales, basados, primero en el retardo, como ya se ha comentado, y segundo, en el rizado permitido en la amplitud. Es necesario recordar que esta señal, una vez modelada, será un comando en fuerza, por lo que si en la señal de amplitud existe rizado, ese rizado potencialmente puede ser transmitido al motor, lo cual se traduce en vibraciones y aumenta el consumo así como la inestabilidad del sistema. Es por esto que se fijan dos condiciones de diseño:

1. Bajo retardo: se traduce en frecuencia de corte (f_c) alta y número de muestras para RMS (N) pequeño.
2. Bajo rizado: significa frecuencia de corte (f_c) baja y número de muestras (N) alto.

Debido a que se tienen dos criterios que llegan a condiciones contradictorias, es necesario establecer un compromiso entre ambas. Para ello se realizaron distintos experimentos con diferentes valores para los parámetros, con el fin de comprobar el efecto que tenían en la estimación de la amplitud. En la figura 4.13 se muestra: en rojo la señal EMG, en azul la variación de ángulo y en verde, superpuesta, la estimación de la amplitud mediante el método de máxima verosimilitud. El hecho de que esta magnitud esté representada hacia valores negativos es simplemente una comodidad a la hora de comparar la amplitud del músculo Soleus con el ángulo, dado que es el causante de los ángulos negativos de la articulación, pero los valores de amplitud siempre son positivos. Los valores de los parámetros son respectivamente: $N=50$ y $f_c=2$ Hz ; $N=100$ y $f_c=1$ Hz; $N=150$ y $f_c=5$ Hz.

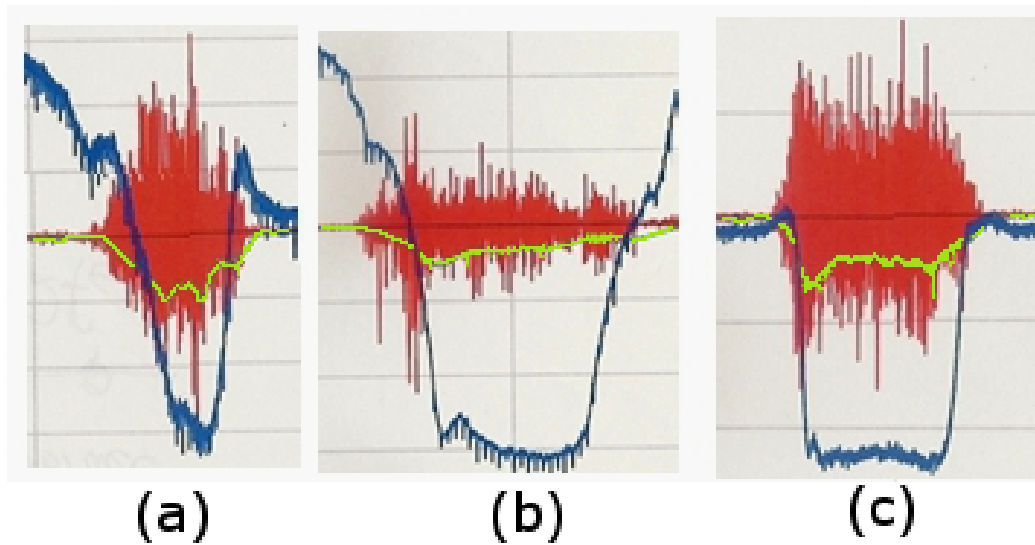


Figura 4.13: Resultados con el método de máxima verosimilitud. (a) $N=50$, $f_c = 2$; (b) $N=100$, $f_c = 1$; (c) $N=150$, $f_c = 5$

Se realizaron más experimentos con distintos parámetros, pero no se incluyen para no saturar innecesariamente con gráficas. La idea que se intenta transmitir se ve reflejada en los casos expuestos, ya que se presentan dos casos extremos y otro que presenta el mejor compromiso obtenido ($N=150$ y $f_c=5\text{Hz}$). Los casos extremos muestran los criterios deseados por separado, en el caso $N=50$ y $f_c=2\text{Hz}$, gráfica izquierda se obtiene un retardo mínimo, pero un rizado no deseado. Por otro lado, la gráfica de en medio ($N=100$ y $f_c=1\text{ Hz}$) muestra un rizado mínimo, pero no cumple el criterio del retardo como se puede observar. A la vista de que el mejor compromiso obtenido no cumple con los criterios tampoco, se han de implementar otros métodos de cálculo que sí los satisfagan.

4.3.2. Método I: Comparador con histéresis

Uno de los métodos comentados anteriormente presentado en [21], se basa en modificar los parámetros de filtrado en función de la variación de la señal, mediante una función continua. En este trabajo, se va a hacer una aproximación al método con sólo dos tipos de parámetros, de bajo retardo y de bajo rizado. Por lo que únicamente se tiene que diferenciar entre estas dos zonas, y en vez de utilizar una función continua se implementará una clasificación binaria.

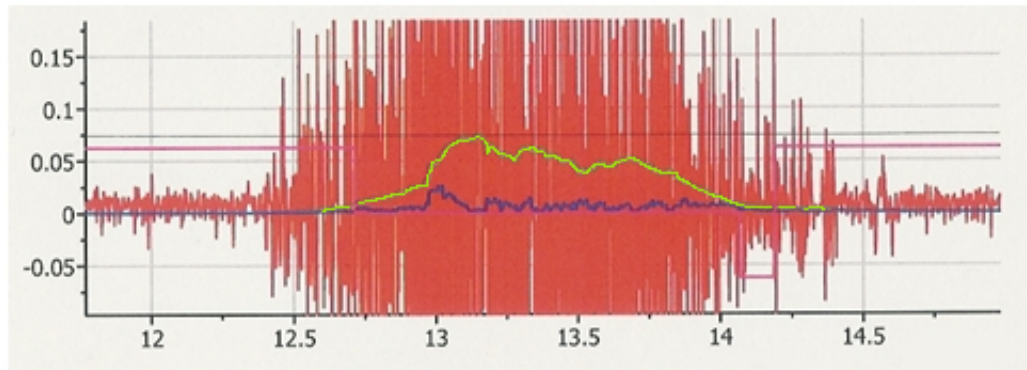


Figura 4.14: Magnitudes utilizadas para conmutar entre parámetros de filtrado: varianza (verde), derivada de la varianza (azul), señal EMG original (rojo).

Mediante la observación de las señales, se llega a la conclusión de que la mayor diferencia que existe entre la presencia y ausencia de señal, es la potencia o varianza de ésta. Una vez identificada la diferencia, es necesario aplicar los parámetros de filtrado de bajo retardo al principio y al final de la señal EMG activa, es decir, las zonas donde mayor variación tiene esta varianza. En la figura 4.14 se muestra una señal EMG con sus valores de varianza (verde) y la derivada de ésta (azul). La derivada no se calcula mediante la resta de una muestra y su anterior, sino que, para decrementar el ruido que provoca este cálculo, se comparan muestras separadas una cantidad L , de esta manera se utiliza la aproximación de la derivada por el método de la secante. Los resultados muestran que este método mejora la medida de la derivada, ya que la resta de una muestra con su anterior resulta en un tren de deltas, debido a que la diferencia entre ellas es muy pequeña.

A la hora de hacer las comparaciones, la varianza establece un límite superior, y la derivada de la varianza, establece un límite inferior. El algoritmo determina cuándo se escogen parámetros de filtrado de bajo retardo, comparando que la derivada sea mayor que un cierto umbral y que la varianza sea menor que otro determinado valor. Una vez esta comparación es positiva, los umbrales se hacen más extremos para impedir volver a la situación inicial, salvo que se tenga la certeza de que se han alcanzado unos niveles de señal grandes y aproximadamente constantes. Esta idea se refleja en el diagrama de flujo de la figura 4.15.

Los factores multiplicativos que implementan la histéresis, utilizados para la expansión del rango que cubren los umbrales, han sido calculados de

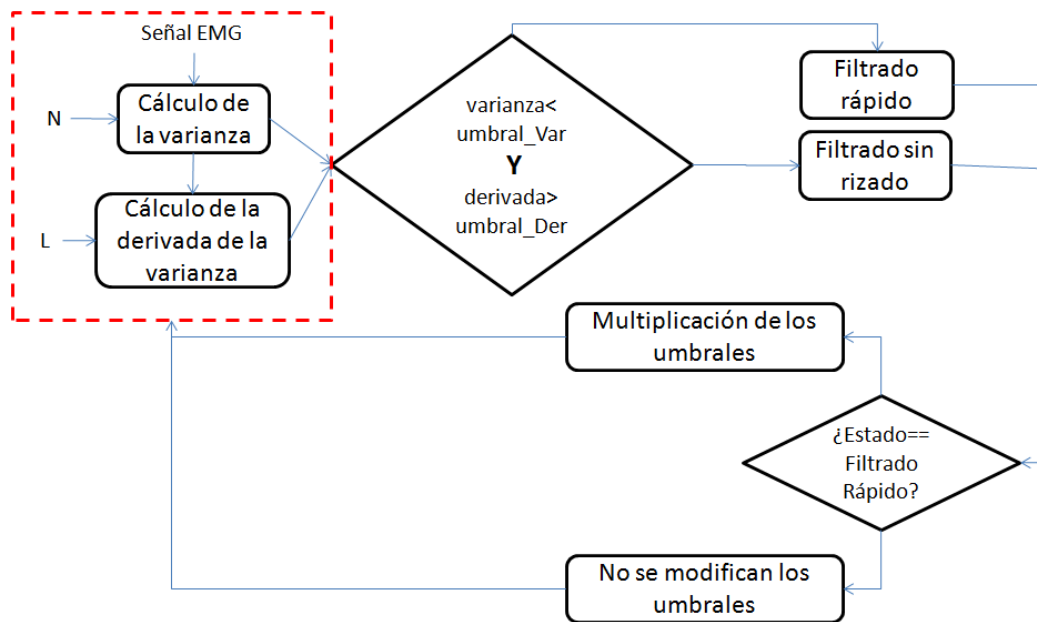


Figura 4.15: Diagrama de flujo del método de elección de parámetros de filtrado sin retardo por comparación con histéresis.

manera empírica. Estos factores corresponden a 0.25, como multiplicador para el umbral de la derivada, y 2, para el umbral de la varianza.

4.3.3. Método II: Máquina de estados

Este método asume que siempre se da una secuencia determinada en la señal EMG: inicio, señal, fin, no señal. Como se puede ver en la figura 4.16, la manera de pasar de un estado a otro se hace a través de las dos magnitudes utilizadas en el algoritmo anterior: varianza de la señal y derivada de dicha varianza. Con la diferencia de que esta vez no se tienen que cumplir simultáneamente las condiciones de varianza y derivada, sino que pueden estudiarse cada una por separado:

1. El inicio de la señal se caracteriza por tener una derivada creciente.
2. Cuando el músculo está activo, la señal alcanza un valor alto de varianza. El cambio de estado se hace cuando este nivel se mantiene aproximadamente constante o con variaciones pequeñas.

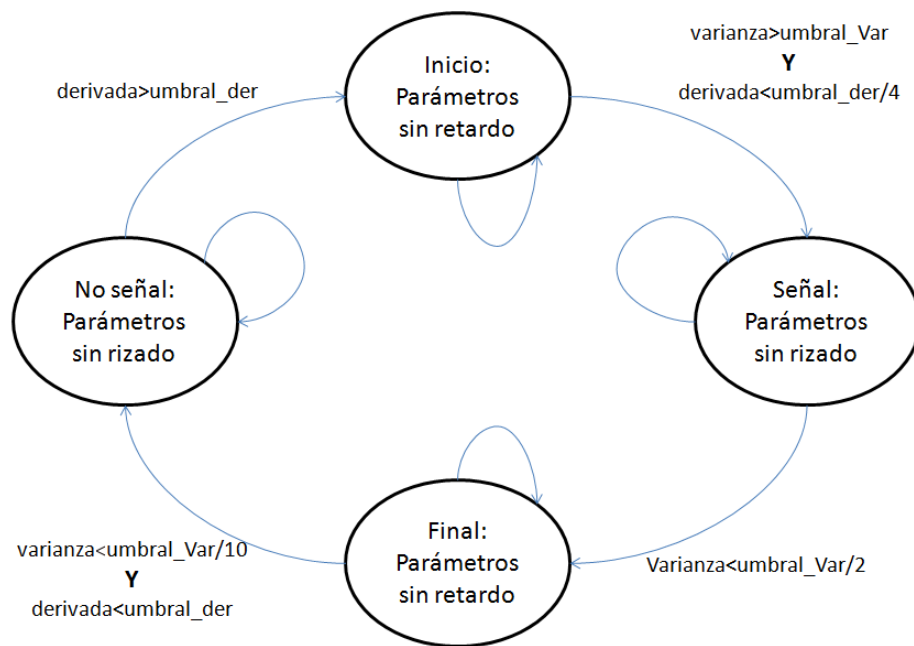


Figura 4.16: Máquina de estados utilizada para modelar las transiciones de la señal EMG activa.

3. El final de la señal se determina cuando la varianza empieza a bajar a partir de un valor umbral.
4. Finalmente, cuando tanto la derivada como la varianza tienden a cero, se determina que el estado es de no señal.

Una de las ventajas de este método es que permite ajustar los umbrales de cambio de estado de manera independiente de un estado o otro, como se puede ver en la figura 4.16, permitiendo optimizar los valores concretos a cada etapa de la señal sin que repercuta en los otros. Esta es la mayor diferencia con respecto a la comparación con histéresis, ya que en este caso es necesario encontrar un compromiso entre las prestaciones de detección que se obtienen al principio y al final de la señal.

4.3.4. Elección de los parámetros de filtrado

Durante la ejecución de pruebas para distintos parámetros de filtrado, se ha llegado a la conclusión de que estos métodos no permiten utilizar cualquier valor. Si se eligen optimizados para cada uno de los dos criterios, de tal

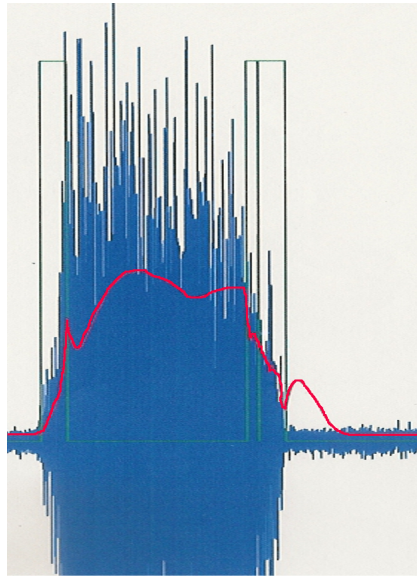


Figura 4.17: Efecto que existe al escoger parámetros de filtrado extremos.

manera que sean valores extremos, puede ocurrir que, estando en la situación de filtrado sin rizado, la ventana de valores para el cálculo RMS contenga parte de los datos obtenidos en el estado de no rizado anterior, saltándose el estado de no retardo justamente previo. Este efecto puede verse en la figura 4.17, el momentáneo crecimiento de la estimación de la amplitud al final de la señal EMG, se debe a que la ventana utilizada para calcular el valor RMS es demasiado grande y contiene muestras de cuando la potencia de la señal es aún elevada.

Teniendo en cuenta todos los aspectos comentados, se presenta la tabla 4.6, donde se resumen los valores finales de número de muestras, parámetros de filtrado, frecuencia de corte y umbrales, que han sido utilizados y serán utilizados en posteriores capítulos. Esta tabla representa los parámetros para el músculo *Tibialis*, para el caso del músculo *Soleus* sólo cambia el valor del desfase temporal en muestras (L), utilizado para el cálculo de la derivada de la varianza, cuyo valor es 30 para ambos tipos de filtrado.

4.3.5. Resultados experimentales

En las figuras 4.18 y 4.19 se muestran los resultados de los algoritmos anteriores. Se puede apreciar cómo la estimación de la amplitud (línea verde), tiene menos rizado o menos retardo dependiendo del estado en el que se

TABLA 4.5: Valores finales de los parámetros a utilizar para el músculo Tibialis.

Estado	N_{var}	L	N_{rms}	f_c	varThres	derThres
Bajo retardo	80	20	25	7	0.0005	0.0075
Bajo rizado	80	20	0.0075	100	2	0.0005

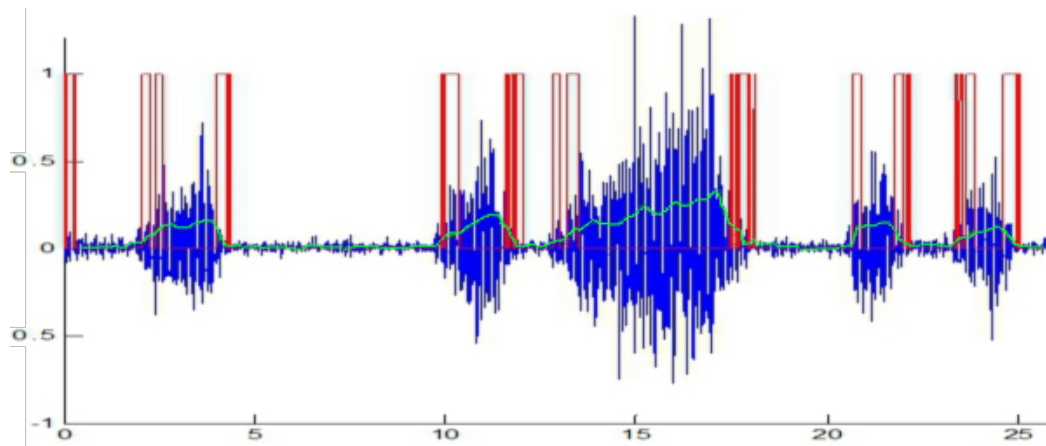


Figura 4.18: Resultados mediante el método de comparación con histéresis. Señal EMG (azul), estado (rojo) y estimación de la actividad muscular (verde).

encuentra. En la figura 4.18 sólo hay dos estados, representados por la línea roja que varía entre 0, para señalar que la elección de parámetros sin rizado está activa, y 1, para los parámetros de bajo retardo. A pesar de que haya cambios muy consecutivos, el estado de bajo retardo se concentra al principio y al final de la actividad muscular como era de esperar.

En el caso de la máquina de estados (figura 4.19) se observan los cuatro estados representados por la línea rosa como: No señal (0), Inicio (1), Señal (0) y Fin (-1). Igual que en el caso anterior, la amplitud tiene distintas constantes de filtrado dependiendo del estado, pero se ha conseguido eliminar esa oscilación alrededor de los estados de bajo retardo, de tal manera que la detección de principio y fin de señal ha mejorado drásticamente. Por otro lado, cuando se comete un error, éste se acumula hasta que se dan las condiciones de cambio de estado, por lo que se produce una acumulación de error que supone una desventaja importante. Esta situación se puede observar en la figura 4.19 poco después de la segunda activación del músculo. Debido a una activación muscular de pequeña amplitud, se cambia al estado *Inicio*,

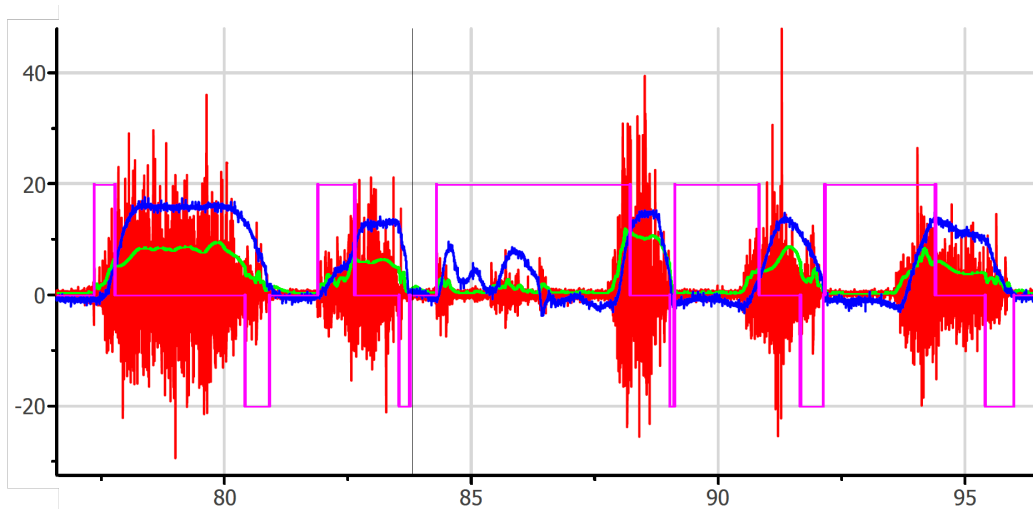


Figura 4.19: Resultados mediante la máquina de estados. Señal EMG (rojo), estado (magenta), estimación de la actividad muscular (verde) y ángulo de la articulación (azul).

pero al no alcanzarse un valor de varianza suficientemente se permanece en este estado hasta que se produce una contracción de mayor fuerza.

Para demostrar la efectividad de estos algoritmos, se realizó el experimento de variar el ángulo de la articulación de manera rápida, con la misma disposición que las anteriores pruebas, es decir, con el pie en alto y sin ningún tipo de carga ni fuerza externa que vencer. En la figura 4.20, se puede ver la mejoría de los resultados obtenidos con respecto a la velocidad de respuesta de la estimación ante un cambio rápido. El método de la izquierda es el filtrado de máxima verosimilitud con los parámetros que daban mejor resultado ($N = 100$ y $f_c = 1$), mientras que a la señal de la derecha se le aplica el método de comparación con histéresis. La mejora se aprecia en que el caso de máxima verosimilitud no es capaz de estimar valores bajos de fuerza entre activaciones musculares, ya que el tiempo de respuesta del filtrado es demasiado elevado, mientras que con la adaptación de parámetros conseguida con el comparador con histéresis, este efecto se ve paliado. En esta figura no se incluyen los resultados obtenidos con el método de la máquina de estados, ya que como se explica en las conclusiones, este algoritmo fue descartado debido a la acumulación de errores que sufre.

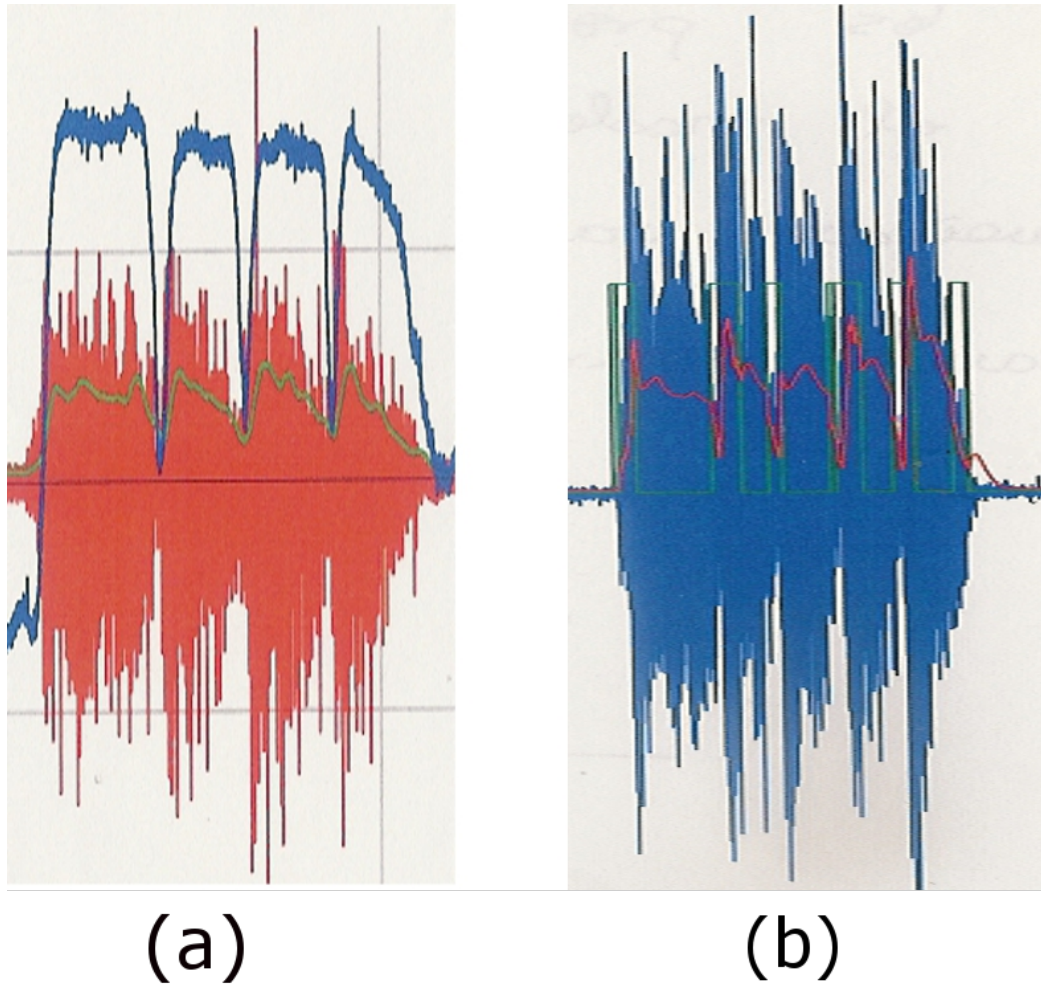


Figura 4.20: Resultados obtenidos ante una variación rápida de ángulo. (a) Filtrado de máxima verosimilitud; (b) Filtrado con el método de comparación con histéresis.

4.4. Conclusiones

En este capítulo se ha presentado el sistema tanto de adquisición como de tratamiento básico de señal EMG, y se ha constatado la fragilidad en la medida de estas señales. De todos los factores que se han comentado que afectan a la medida, los dos que han tenido mayor repercusión en los experimentos realizados, y por lo tanto a los que mayor atención habrá que prestar en futuras pruebas, han sido:

1. La variación de amplitud asociada a la posición relativa del electrodo en el músculo que se está midiendo.
2. El movimiento de los electrodos durante las pruebas. Este factor provoca una distorsión en la señal que la hace inservible para la etapa de análisis.

Con respecto al tratamiento, se ve que sin parámetros adaptativos no se consiguen los dos criterios de diseño planteados. Debido a la naturaleza estocástica de la señal, se da un efecto de falsos positivos y falsos negativos que afecta a la elección de los parámetros de filtrado. Éste efecto es más perjudicial para el algoritmo de la máquina de estados debido a la acumulación de error, por lo que, a pesar de las oscilaciones de estado existentes en la comparación por histéresis, se concluye que este algoritmo es un algoritmo más apropiado para escoger constantes de filtrado, y por lo tanto a partir de aquí la comparación con histéresis será el método utilizado para la elección de los parámetros de filtrado.

Por último, dado que el retardo que existe entre la generación de señal EMG y el movimiento real de la articulación depende de la arquitectura del músculo, las constantes de filtrado para bajo retardo no son comunes a todos los músculos. Dependiendo del retardo del movimiento, se tendrá un margen mayor o menor para la elección de los parámetros, como se muestra en la tabla 4.6. Estos parámetros de filtrado son los que minimizan el retardo del filtrado en los músculos Tibialis y Soleus, pero no serían adecuados para el tratamiento de la señal proveniente del *Rectus femoris*, cuyo desfase entre señal y movimiento real es 80 ms. Además hay que tener en cuenta que no son independientes, debido al efecto visto en la subsección 4.3.4. Si se restringen los valores de filtrado de bajo retardo por imposición de las características fisiológicas, lo mismo deberá hacerse con los parámetros de estado sin rizado para que no ocurra el efecto de “crecimiento momentáneo”. Esto lleva a la conclusión de que cada músculo necesita un estudio similar al que se ha

TABLA 4.6: Valores temporales para los parámetros de bajo retardo

RMS	$N_{rms} = 25$	62.5 ms
LPF	$f_c = 7$	142.86 ms
Total		205.36 ms

realizado en este capítulo, ya que los parámetros que se han utilizado para Tibialis y Soleus no se pueden aplicar globalmente a todos los demás, sino que dependerán de la arquitectura específica de cada músculo que se quiera estudiar. Esta reflexión se hace principalmente debido a que estas técnicas se pretenden aplicar a los músculos encargados de los movimientos en la rodilla y la cadera, como línea de trabajo futura.

Capítulo 5

Modelado fuerza–EMG

Una vez resuelto el problema de estimación del nivel de actividad muscular, el siguiente paso es relacionar esta magnitud con la fuerza que está ejerciendo el músculo. Para ello se recurrirá a las curvas de fuerza isométrica presentadas en el Capítulo 3, y para obtener estas curvas será necesario diseñar experimentos enfocados a conseguir las magnitudes involucradas en las curvas.

5.1. Introducción

Uno de los desarrollos de mayor influencia en este trabajo es el exoesqueleto TUPLEE (Technical University of Berlin, [28]), debido principalmente a que el control que implementa recibe comandos de par calculados a partir de señales EMG. Como se detalla en el Capítulo 6, el exoesqueleto aplica un par en la rodilla en función de un parámetro variable que determina la relación entre la fuerza realizada por el usuario y la aportada por el robot. El par que realiza el usuario se modela a partir del ángulo de la articulación y la amplitud de la señal muscular, calculada con el método de máxima verosimilitud. Uniendo esto al bajo retardo en la dinámica de la contracción del músculo *Rectus Femoris* (80 ms), se puede explicar el comportamiento observado en la figura 5.1, un aumento de la oscilación en el ángulo de la rodilla a medida que aumenta el porcentaje de amplificación de par por parte del exoesqueleto. Se trabaja con la hipótesis de que la inestabilidad presente en el ángulo de la articulación, conforme aumenta el porcentaje de amplificación de par del exoesqueleto, se debe en parte al retraso introducido por el tratamiento de señal que obtiene el nivel de

TABLA 5.1: Parámetros utilizados para la prueba inicial de los motores.

Músculo	A_n	F_{max}	S_{max}
Soleus	-0.2	30.0	0.48
Tibialis	-1.5	20.0	0.39

activación muscular, razón por la cuál se ha reforzado dicha estimación en el capítulo anterior. También hay que notar que estas inestabilidades se dan a pesar de la baja velocidad del experimento, ya que como se ve en la figura, se dan 4 pasos en 12 segundos aproximadamente. Esto equivale a un paso cada 3 segundos, valor alejado de la velocidad normal del caminar. En robótica, un valor de un paso cada dos segundos se considera un valor más que aceptable, y aún así esta velocidad es lenta considerando el caminar de una persona.

En la etapa inicial de este proyecto, se propuso la utilización del modelado exponencial amplitud–fuerza obtenido de [27], que como se explicó en el Capítulo 1 corresponde con la siguiente expresión:

$$F_{M,j}(S_j) = \frac{e^{A_j S_j / S_{j,max}} - 1}{e^{A_j} - 1} \cdot F_{max}$$

Esta fórmula fue utilizada para calcular la fuerza del músculo Soleus (F_{soleus}), por un lado, y del Tibialis ($F_{tibialis}$), por otro, con los parámetros de la tabla 5.1. Éstos parámetros fueron asignados según los rangos de normalidad definidos en [27].

El siguiente paso fue obtener los comandos de fuerza deseada como la resta de las fuerzas musculares antagonicas. Como ya se ha visto, la manera que tienen los músculos de ejercer fuerza activamente es mediante la contracción, por lo que para realizar movimientos en dos sentidos, son necesarios al menos dos músculos. Ésta es la principal diferencia con los motores, ya que éstos pueden mover las articulaciones en ambos sentidos, por lo que sólo será necesario un motor por articulación. El sentido del movimiento del motor se especifica mediante el signo de la siguiente operación:

$$F_{motor} = F_{tibialis} - F_{soleus}$$

Los resultados de esta primera etapa pueden verse en el vídeo que se encuentra en [11]. En este experimento, la elección de los parámetros es manual debido a que la gran mayoría de los estudios se centran en la rodilla,

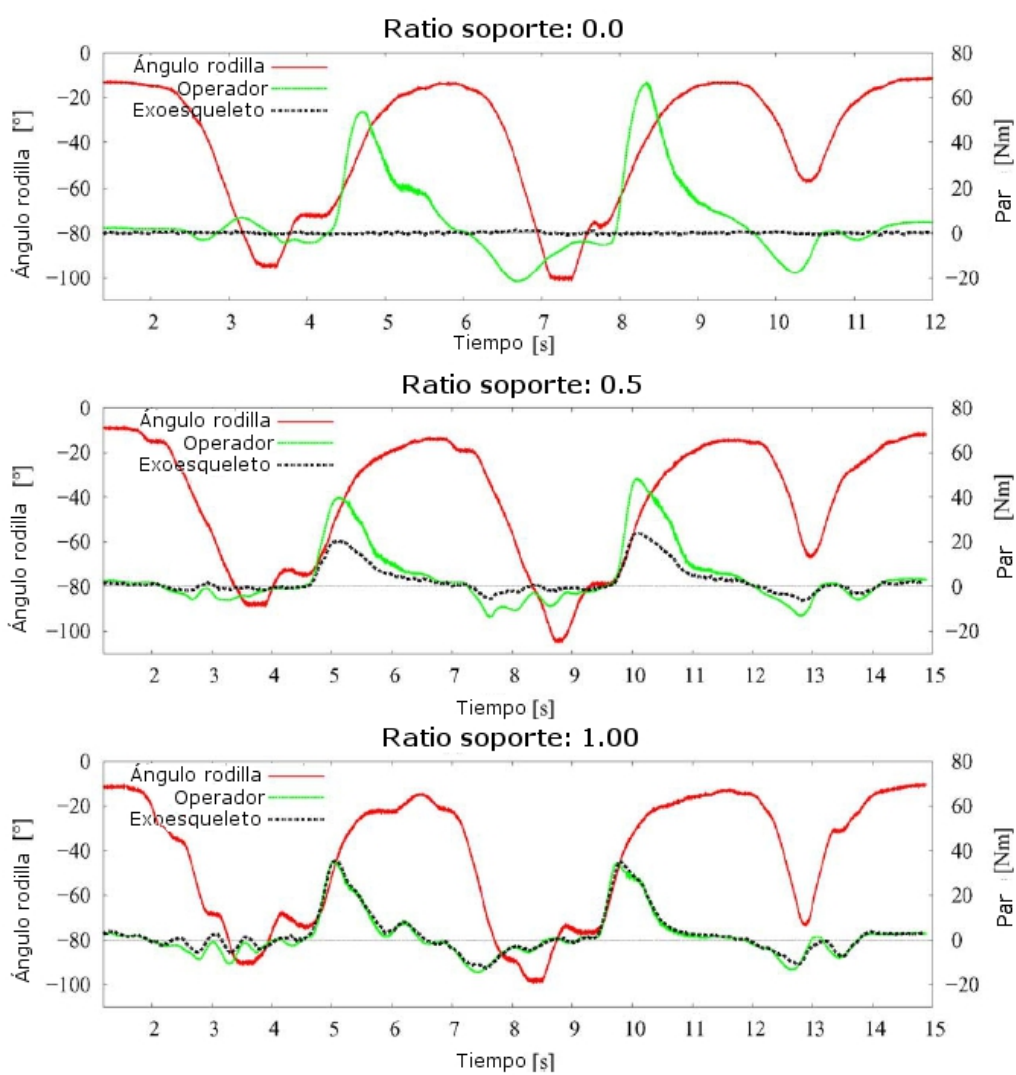


Figura 5.1: Resultados obtenidos en TUPLEE para distintas ganancias al par generado en la rodilla durante el caminar.

y los músculos que se modelan en esta fase de prototipado hacen referencia al tobillo. Es necesario diseñar un experimento mediante el cual se puedan obtener tanto modelo, como parámetros, para la articulación del tobillo. Este capítulo se centrará en la consecución de dicho objetivo.

5.2. Plataforma de investigación

La plataforma de investigación más adecuada para los experimentos, sería aquella en la cuál se van a utilizar las conclusiones de este proyecto. Este exoesqueleto está aún en desarrollo y queda englobado dentro del proyecto ATLAS [30]. El exoesqueleto ATLAS, ver figura 5.2, tiene por aplicación final servir como ortesis activa para usuarios con movilidad de piernas nula. Pero el objetivo del proyecto ATLAS es centrarse en resolver una parte de los retos tecnológicos que existen para conseguir exoesqueletos funcionales. Con este propósito el grupo de investigación trabaja en dos líneas: asistencia a la movilidad y amplificación de potencia humana. Este trabajo se enmarca en la segunda área, concretamente en la resolución del reto de las interfaces para exoesqueletos.

Mientras no se dispone de un exoesqueleto funcional, se utiliza otra plataforma de investigación ya construida que se explica a continuación.

5.2.1. El proyecto HADE

El proyecto HADE (Hybrid Actuator Development, Desarrollo de Actuadores Híbridos) tiene como objetivo investigar sobre nuevas tecnologías híbridas de actuación, en base al estudio de tecnologías convencionales y materiales inteligentes mutuamente compatibles. Esto se hace con el objetivo de desarrollar un tipo de actuador liviano, con alta densidad de potencia y fuerza, rápido y controlable que se requiere para lograr control de movimiento en robots con extremidades inferiores de alta velocidad y capacidad de carga, utilizables para transporte y robótica de servicio.

Como banco de pruebas de este proyecto se ha desarrollado un prototipo de pierna robótica que será donde se realicen los experimentos. El diseño del primer prototipo de la pierna del proyecto HADE se muestra en la figura 5.3.

La pierna se compone de tres eslabones: muslo, pantorrilla y pie, conectados con las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo

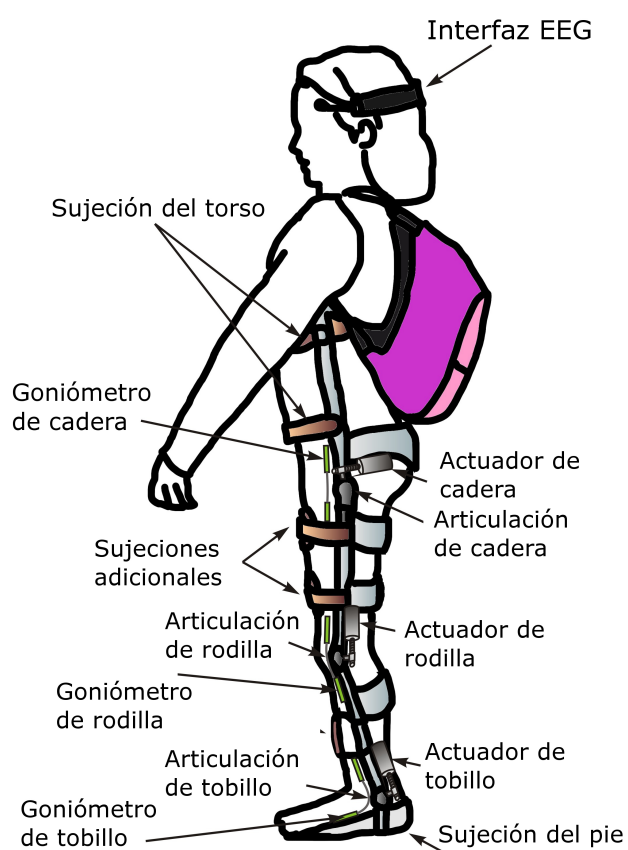


Figura 5.2: Concepto de exoesqueleto ATLAS para asistencia a la movilidad en desarrollo. Imagen extraída de [30].

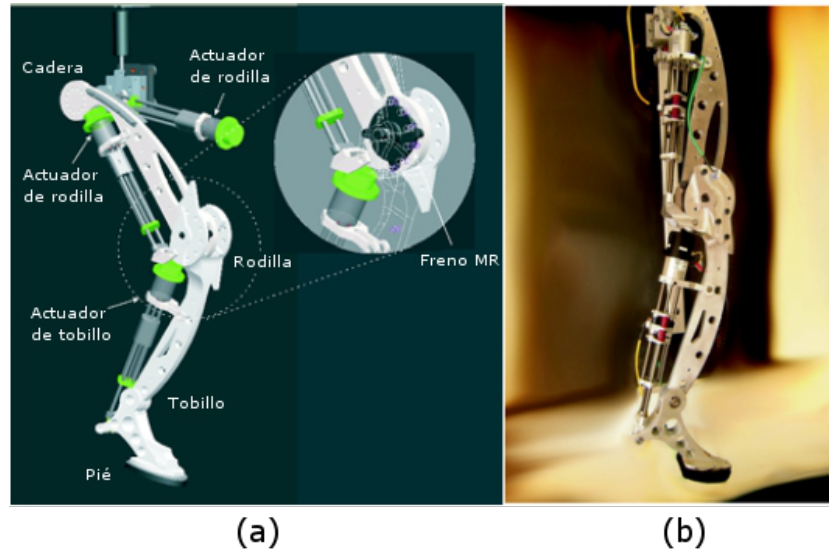


Figura 5.3: (a) Diseño del primer prototipo de la pierna HADE. Se presenta un zoom de la rodilla con un freno magnetoreológico. (b) Prototipo construido.

TABLA 5.2: Características de las uniones de la pata

Eslabón	Longitud (mm)	Masa (kg)
Muslo	500	3.0
Pantorrilla	460	2.6
Pié	190	1.6

respectivamente. La arquitectura de cada eslabón se ha diseñado con el objetivo de alcanzar una alta relación carga-peso y proveer tolerancia al impacto. Para lograr un movimiento natural y de mayor eficiencia, se utiliza un elemento amortiguador activo para añadir acomodación variable en la rodilla. Este elemento es un freno rotacional magnetoreológico (freno MR) colocado en la rodilla.

Esta estructura puede adaptarse a las necesidades del experimento de obtención de modelos y parámetros del tobillo, gracias principalmente a que los motores elásticos en serie (o SEA por sus siglas en inglés) que utiliza pueden medir la fuerza que ejercen. Por otro lado, debido a sus dimensiones, sólo permite caracterizar los músculos del tobillo. Se deja como trabajo

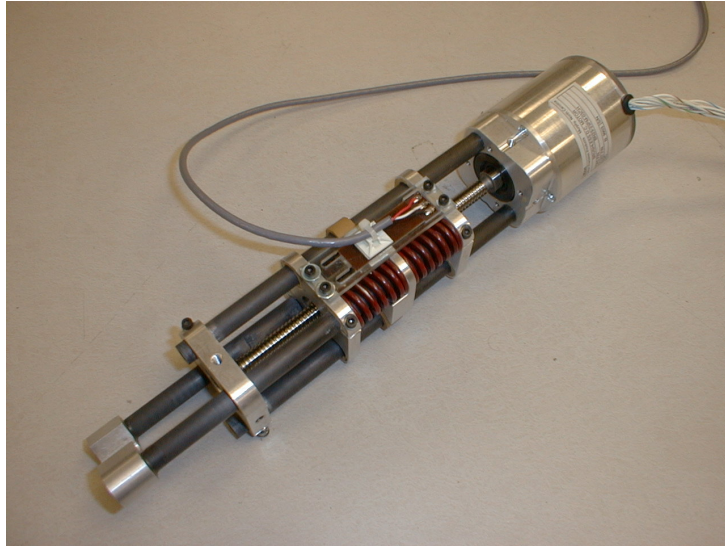


Figura 5.4: Imagen del Actuador Elástico en Serie (SEA) utilizado.

futuro caracterizar las articulaciones restantes, rodilla y cadera, una vez esté construido el prototipo de ATLAS.

5.2.2. Actuador elástico serie (SEA)

Según [16], los actuadores SEA son actuadores de alta relación potencia-masa, los cuales emplean un novedoso diseño mecánico, cuya principal innovación es la incorporación de un elemento elástico conectado en serie entre la transmisión y la carga. En la figura 5.4 se muestra una foto del actuador utilizado en la pata HADE antes de ser montado.

En un SEA, los sensores de fuerza convencionales como las células de carga rígidas son reemplazados con un elemento acomodable, el cual permite un incremento de la estabilidad y la robustez del sistema. El elemento elástico brinda acomodación al actuador, permitiendo además medir, y por lo tanto controlar, la fuerza al adquirir la deflexión del muelle, a través de un encoder de posición y la expresión $F = K \cdot x$, siendo K la constante del muelle y x la variación de longitud del muelle. Adicionalmente, consta de otro encoder de posición en el carril del pistón, lo que posibilita controlar el motor en posición, y simultáneamente medir la fuerza, gracias al muelle. Éste es el concepto utilizado durante los experimentos, como se verá en la siguiente sección.

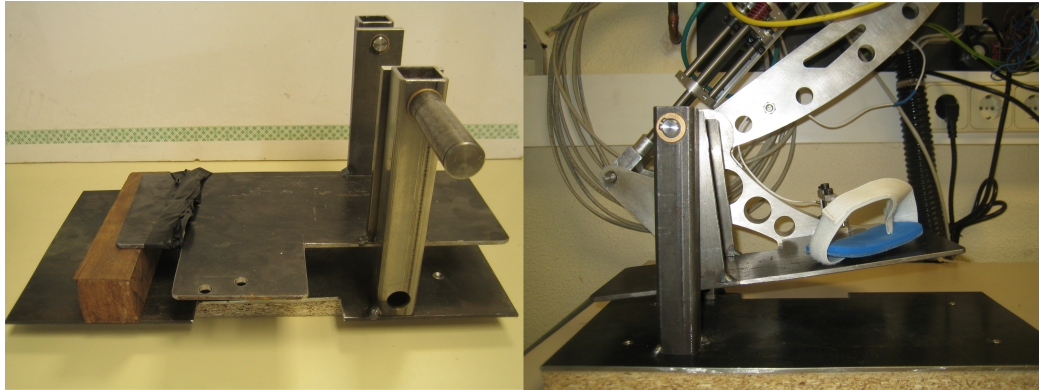


Figura 5.5: Pedal auxiliar para la transmisión de fuerza a la pata. Se muestra sin fijar al pie de la pata HADE, a la izquierda, y fijado, a la derecha.

5.3. Modelado estático

El objetivo de esta sección es obtener la curva de fuerza isométrica del tobillo, así como conclusiones adicionales que ayuden a elaborar un modelado con el que obtener una señal de fuerza, que en el próximo capítulo será utilizada para mover los actuadores. Para ello ha sido necesario adaptar los recursos con los que se contaba, de tal manera que pudieran ser utilizados para capturar las observaciones que den pie al modelado de las señales.

5.3.1. Diseño del experimento

Para conseguir la curva de fuerza isométrica del músculo Tibialis, es necesario fijar la posición de la articulación del usuario mientras éste intenta moverla. Para inmovilizar el músculo se pretende utilizar la pata HADE, aunque como ya se ha comentado previamente, el enfoque que tiene esta plataforma es diferente del uso que se le intenta dar, por lo que hubo que acoplar un soporte auxiliar que transmitiera la fuerza del pie del usuario a la pata, de tal forma que se comporte como si fuera un exoesqueleto, al menos para la articulación del tobillo. Dicho soporte es el pedal mostrado en la figura 5.5, que precisamente realiza esa función de acoplar el movimiento del usuario a la pata.

Una vez fijado el pie al pedal, la pata es capaz de fijar la posición de la articulación mientras el usuario intenta vencer la limitación de posición. De esta manera se ejerce una fuerza contra los actuadores que se puede adquirir

mediante el encoder en los muelles del SEA. La utilización de este método de lectura, es a la vez ventaja y desventaja, ya que introduce un cierto nivel de holgura en el sistema, que hace que la contracción no sea completamente isométrica, como se verá más tarde en los resultados.

Antes de entrar a detallar cómo se ha implementado el experimento, es importante hacer notar que, además del modelado de las curvas, se trata de extraer un procedimiento que en un futuro se pueda extrapolar al resto de los músculos, cuando el proyecto ATLAS esté desarrollado, y por lo tanto se pueda hacer una medida más precisa de las magnitudes necesarias. Utilizando los métodos aquí explicados, deberían obtenerse unos resultados más acordes con la realidad debido a las limitaciones que introduce el uso de la plataforma HADE que no está diseñada con el propósito que en este trabajo se le da. La principal discrepancia con un exoesqueleto es la diferencia entre los eslabones del robot y el usuario, lo que produce un desalineamiento de los ejes de las articulaciones de ambos. Además no cuenta con las fijaciones necesarias para sujetar el robot a la persona.

Hardware del experimento

El montaje que se utiliza en esta sección se vale del presentado para las adquisiciones en el capítulo 4, únicamente es necesario introducir aquellos elementos que realizan la comunicación con la plataforma robótica. El esquema general del montaje del hardware, para el control y adquisición de las señales, se muestra en la figura 5.6.

En el capítulo 4 se mencionaron todas las tarjetas de las que se disponía en la plataforma PXI, por lo que aquí no se entrará a detallar sus características, sino simplemente el uso que se hace de ellas. Los elementos adicionales que realizan la adquisición de señales y el control de la pata HADE son:

- Tarjeta PXI-6581 o FPGA: se utiliza para separar, por un lado la adquisición y control, que se realiza en hardware, y la generación de las señales de control. Dado el valor de la señal de control proveniente del software, este se pasa a la FPGA que será la encargada de generar una señal PWM de control para los motores.
- Tarjeta PXI-6602: esta tarjeta de entradas y salidas digitales, tendrá la función de leer los pulsos provenientes de los encoders de posición de los motores. Estas señales internamente son convertidas a las unidades de la magnitud de interés mediante dos parámetros que se muestran

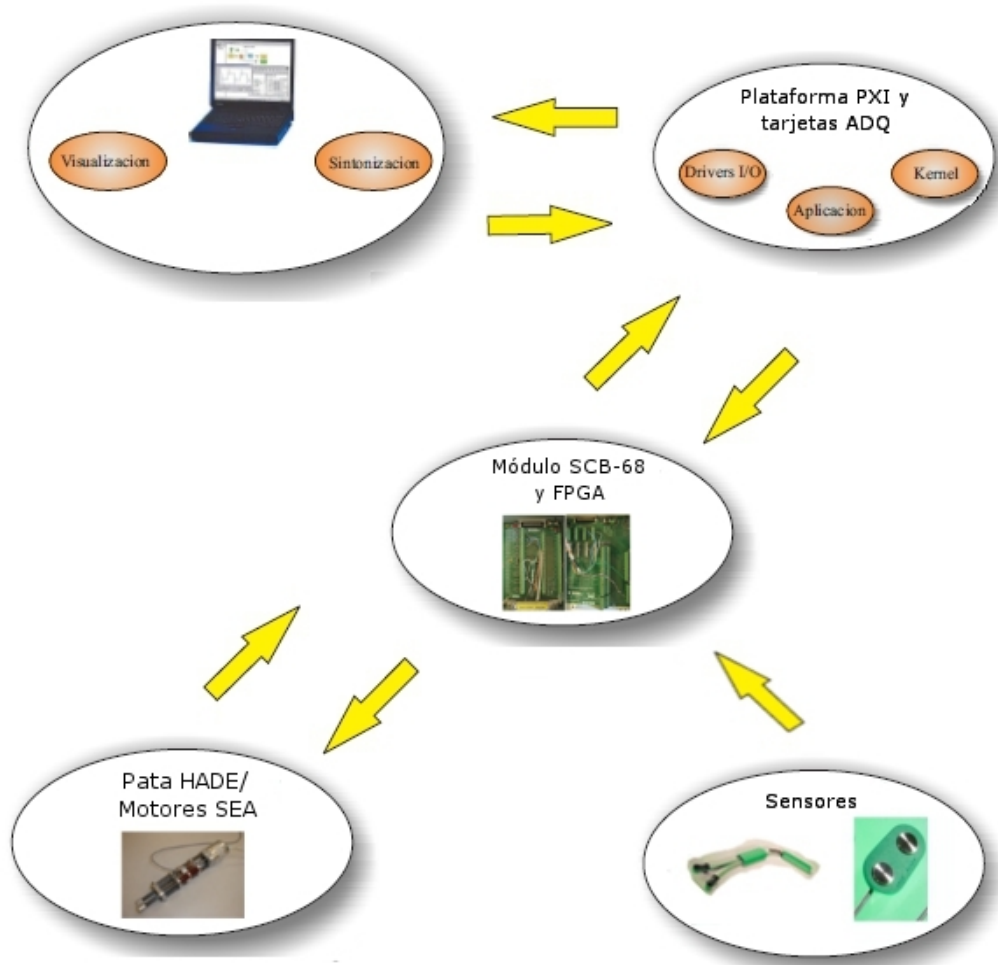


Figura 5.6: Esquema general para la implementación del experimento.

TABLA 5.3: Parámetros para transformación de pulsos a magnitudes de interés.

Distancia por pulso	50.8 [$\mu\text{m}/\text{pulso}$]
Elasticidad del muelle (K)	250 [N/mm]

en la tabla 5.3. De tal manera que las funciones de adquisición, cuando son llamadas, devuelven no pulsos sino medidas de longitud o fuerza.

- Interfaz intermedia RS232 a RS244: no es un cambio de protocolo sino un cambio en la codificación de las señales enviadas entre el robot y la plataforma PXI. Para aumentar la robustez de la transmisión, es necesaria la conversión de voltajes referenciados a tierra o “*single-ended*” a tensión codificada de manera diferencial. Se puede encontrar, tanto una explicación más detallada, como los esquemáticos de los circuitos, en el anexo F.

De la misma manera que anteriormente es necesario conectar las señales de interés al módulo SCB-68, en este caso a los pines asignados como contadores (CTR), lo cuál hace que tengamos una asignación determinada para cada entrada a nivel de software. Como previamente ya se han explicado la interconexión de módulos y asignación de nombres a las señales, no se incluyen imágenes del conexionado por considerarlo innecesario.

Software del experimento

El programa principal refleja el comportamiento deseado en el experimento, que como se puede ver en el diagrama de la figura 5.7, se compone de tres partes principalmente:

1. Espera inicial: Es un tiempo que se deja para que el sujeto se prepare para el experimento, es decir, colocación de los sensores, adaptación de la sujeción del pedal al pie, etc.
2. Periodo para el cambio de ángulo: Tiempo entre experimentos sin control de posición en el pie. Esto permite al usuario variar el ángulo de la articulación.
3. Adquisición y control: Fase durante la cuál se fija el pie y se miden las señales de interés para el experimento: fuerza del motor, actividad

TABLA 5.4: Constantes del control PID.

Constante proporcional	K_{PID}	2000 [A/N]
Constante integral	$T_{I,PID}$	2000 [s]
Constante derivativa	$T_{D,PID}$	0.01 [s]

muscular y ángulo de la articulación. Al terminar esta fase se vuelcan los vectores adquiridos a un fichero.

Las acciones remarcadas en rojo en la figura 5.7 se llevan a cabo en una rutina encargada de fijar una posición recibida como parámetro, y por otro lado de adquirir las señales de interés. Al final de cada ejecución guarda esta información en un fichero cuyo nombre tiene el formato “*sujeto+adquisición+repetición*”.

El tipo de control implementado es un control PID (Proporcional-Integral-Derivativo) cuyas bases no se explican aquí dado que no es el cometido de este proyecto. Las constantes se sintonizaron por seguimiento a la respuesta al escalón del sistema, hasta que cumplió los requisitos de velocidad de respuesta y sobreoscilación requeridos. Las constantes que finalmente se han utilizado para el control se muestran en la tabla 5.4 y el código Labview que implementa el control se encuentra en la figura 5.8, que es un fragmento del código completo de la subrutina de control y adquisición que se detalla en el anexo H.

El bucle de control tiene un periodo de 2.5 ms ya que este periodo fija la tasa a la cuál se generan comandos para los motores y 2.5 ms es la máxima que soportan. Hay que tener en cuenta que, en caso de que la adquisición y conversión de señales se encuentren en este bucle, esta es la tasa de adquisición, por lo que será necesario configurar la adquisición en las tarjetas a una velocidad mayor.

En el caso que se trata, las tarjetas están configuradas para adquirir a 1KHz, y la lectura de los *buffers* de las tarjetas se hace cada 2.5 ms, debido a que las rutinas de adquisición y conversión están dentro del bucle de control. Una solución alternativa a la configuración de las tarjetas, es implementar dos bucles con distinto periodo de repetición y en caso de que sea necesaria la comunicación se pueden utilizar colas.

Otro factor a tener en cuenta, es que los bucles utilizados son de tiempo real, es decir, estrictamente se ejecutan cada 2.5 ms, por lo que es importante

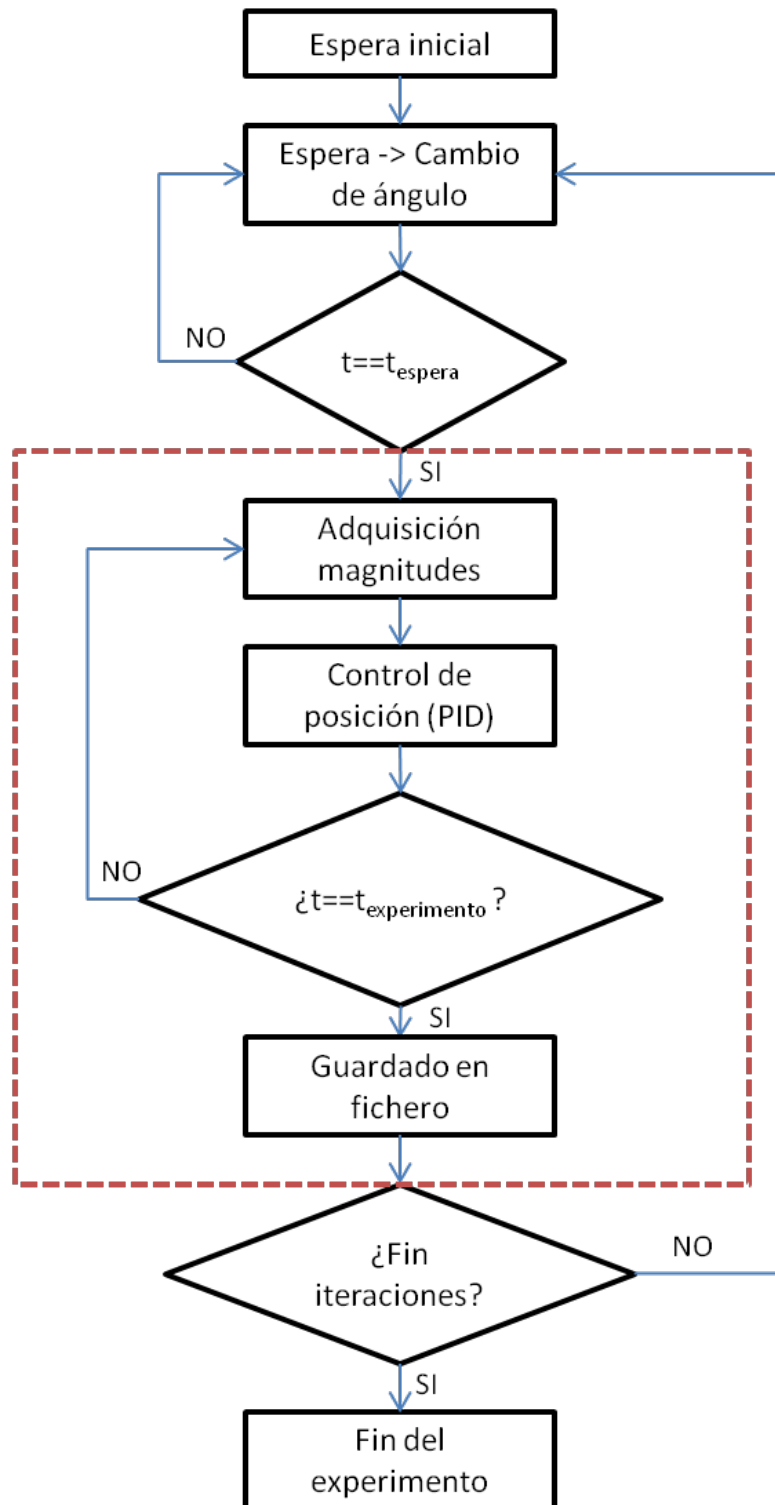


Figura 5.7: Diagrama de flujo del programa principal del experimento.

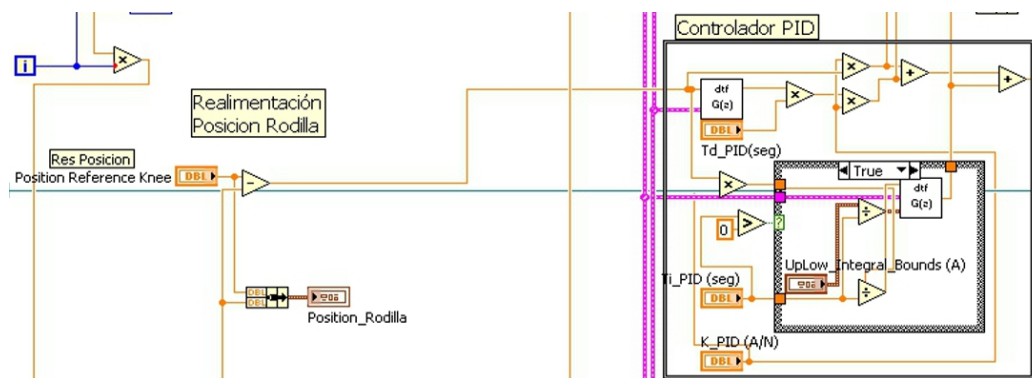


Figura 5.8: Control PID para fijar la posición del motor de la rodilla. El código correspondiente al tobillo es idéntico.

que el tiempo empleado en las funciones dentro del bucle de control sea menor que este valor. Los cálculos que se han realizado a lo largo de los experimentos dan como resultado un tiempo de ejecución de $120 \mu s$, por lo que al estar un orden de magnitud por debajo del límite, se concluye que el margen es suficiente como para asumir que no va a haber solapamiento entre iteraciones.

Una vez se tienen las medidas del experimento en un fichero TMDS, se ejecuta un script de post-procesado escrito en MATLAB para el análisis de los datos obtenidos. Principalmente se encarga de extraer la información de los ficheros TMDS e interactuar con el supervisor del experimento para determinar las adquisiciones que son válidas para el análisis, en términos de varianza de las muestras y de ángulo máximo isométrico constante. Una vez se tienen los datos válidos se modelan y se muestran los resultados en forma de gráficas. Este script se encuentra detallado en el anexo J.

5.3.2. Resultados experimentales: Fase I

La disposición del experimento en esta primera fase se puede ver, tanto en la figura 5.9 (a), como en el vídeo [6]. Utilizando el software de la sección anterior se han realizado dos series de 20 repeticiones de 30 segundos cada una. Cada 4 repeticiones se deja el músculo inactivo. Este descanso se toma cada cierto tiempo para que la fatiga muscular no influya en las medidas de amplitud. Restando las adquisiciones donde el músculo está inactivo, en este experimento de un total de 10 minutos, se cuenta con 32 vectores de datos que potencialmente pueden ser válidos. Después de aplicar el script de post-procesado sólo se toman en cuenta para el cálculo de los modelos 23.

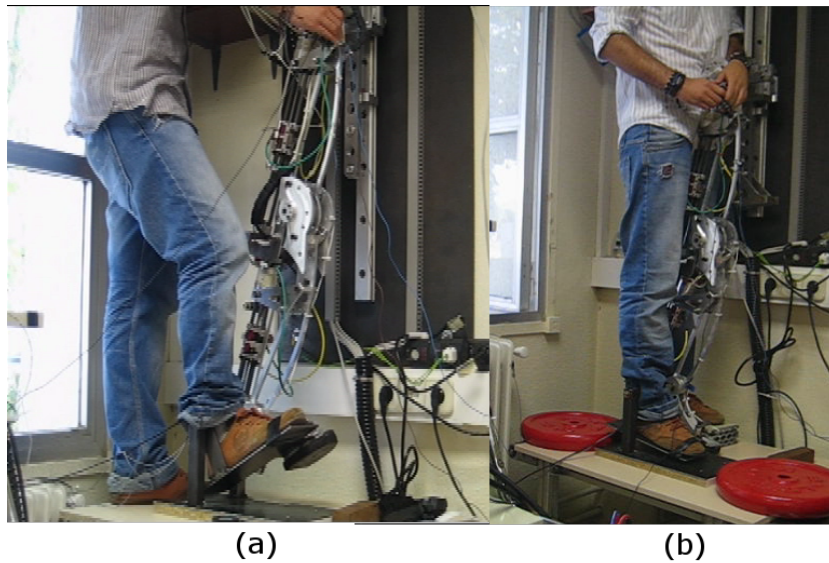


Figura 5.9: Diferencias visibles entre el experimento de la fase I (a) y la fase II (b).

Los descartes se deben en su gran mayoría a una varianza muy grande en los datos o valores de ángulo isométrico variable a lo largo de la adquisición.

Varios ejemplos de las observaciones obtenidas en este primer experimento se representan en la figura 5.10. Como se puede ver, la tendencia de las nubes es no lineal, aunque en algunos casos la curvatura sea prácticamente nula.

Junto con la forma de la nube de observaciones, otro de los primeros efectos que se reflejan en los datos es la holgura del sistema. En la figura 5.11 se ve una variación de 12 grados en la articulación. Este efecto hace que el experimento no sea una contracción isométrica real, sino que ésta sólo se

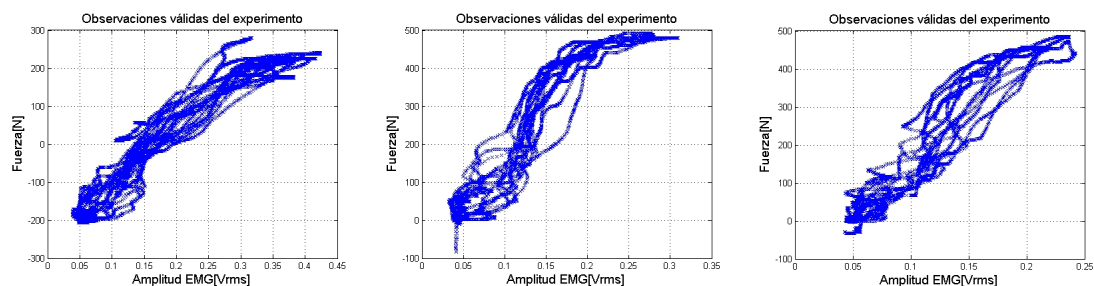


Figura 5.10: Observaciones obtenidas del experimento.

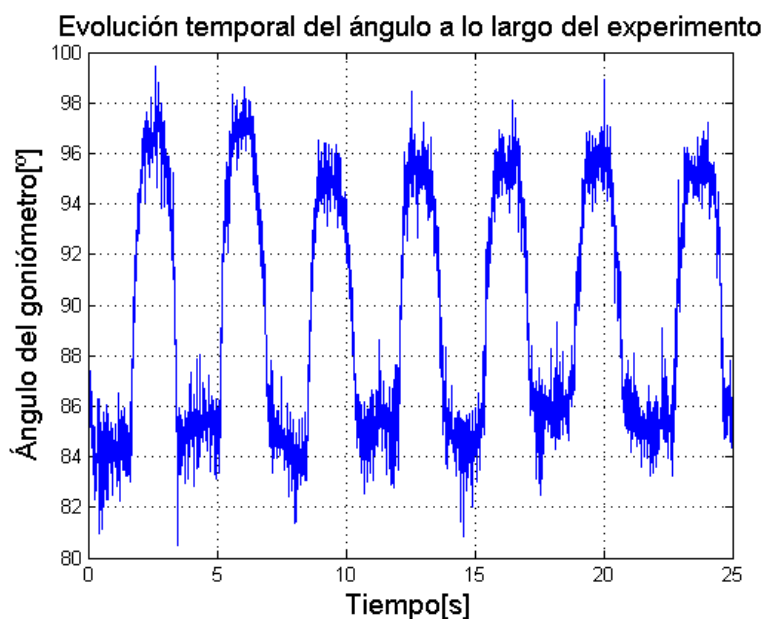


Figura 5.11: Ángulo de la articulación en función del tiempo. Muestra la holgura en el control de posición.

da en los ángulos máximos para cada experimento. En este ángulo final del movimiento es donde se produce la contracción isométrica.

Otro de los factores a tener en cuenta es que la medida de fuerza proviene del motor. Se asume una relación lineal entre la fuerza que ejerce el músculo y la medida por el motor, determinada por un factor de escalado dado por la relación entre los brazos del momento del tobillo del usuario y HADE.

Modelado para un único ángulo

A la vista de la forma que suelen tener las nubes de datos, se realizan cuatro tipos de modelado diferente: exponencial, cuadrático, cúbico y lineal a tramos. Para elegir el modelo más apropiado se comparan los errores que acumulan, así como el número de parámetros necesarios para la estimación para contrastar el compromiso entre complejidad del modelo y error cuadrático medio. Esta comparación, promediada sobre 10 modelados, se ve reflejada en la tabla 5.5.

El modelo lineal a tramos consiste en dos modelos lineales, uno para la zona de fuerzas máximas y otro para el transitorio desde fuerza cero a esa

TABLA 5.5: Resultados obtenidos con distintos modelados.

Modelado	Número de parámetros	RMSE
Exponencial	4	36.95
Lineal a trozos	5	69.86
Cuadrático	3	36.13
Cúbico	4	35.59

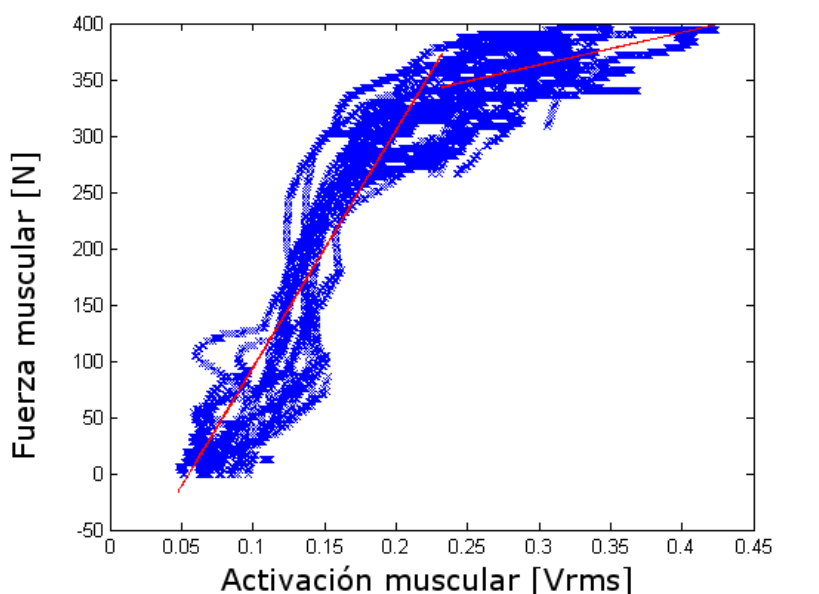


Figura 5.12: Modelo lineal a tramos.

región de saturación. Son necesarios cinco parámetros porque debe conocerse también el valor de activación muscular donde se conmuta de un modelo lineal a otro. Como se ve en la figura 5.12 existe una discontinuidad en la función que repercutiría negativamente en el rizado de la señal de fuerza muscular estimada, una vez se utilice este modelo con ese propósito. Por otro lado si se exige continuidad al modelo el valor RMSE empeora.

Aunque se haya variado la estimación de la actividad muscular, se estudia el modelo implementado en TUPLEE [27], pero en este caso es necesario añadir un nuevo parámetro \mathbf{d} . Este parámetro hace referencia al offset detectado en las observaciones debido al par que se produce en la articulación debido al peso del pie.

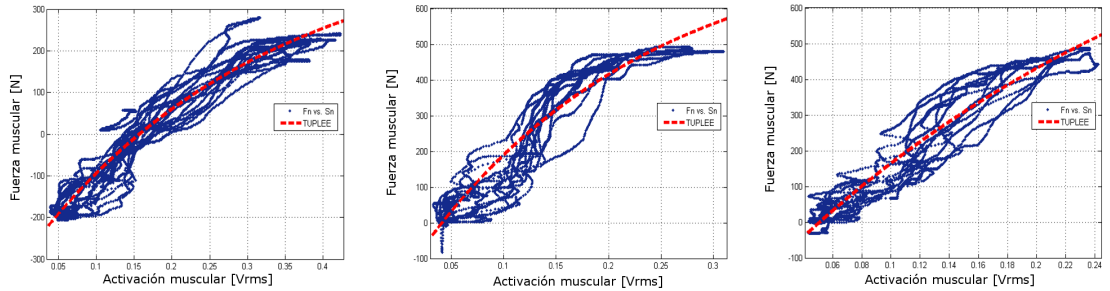


Figura 5.13: Modelos exponenciales para las observaciones en 5.10.

$$F_{M,j}(S_j) = \frac{e^{A_j S_j / S_{j,max}} - 1}{e^{A_j} - 1} \cdot F_{max} + d$$

Se plantea la posibilidad de modelar las observaciones mediante funciones polinómicas cuadráticas y cúbicas, principalmente para comparar las prestaciones conseguidas mediante el modelo exponencial.

Ante los resultados presentados, se escoge el modelo exponencial frente a los demás, ya que las otras alternativas no representan mejoras importantes y, sin embargo, el modelo exponencial cuenta con la ventaja de que brinda la oportunidad de analizar parámetros bien identificados relacionados con la fisiología del músculo. Esta última razón también es el argumento principal ante la posibilidad de escoger entre un enfoque analítico y uno tipo máquina. Finalmente, en la figura 5.13, se presentan los modelados asociados a las observaciones de la figura 5.10 una vez elegida la función exponencial.

Modelado en función del ángulo

El siguiente paso es aplicar el modelo elegido en el apartado anterior a todas las adquisiciones consideradas válidas. Durante el descarte de datos es necesario introducir al programa el ángulo isométrico concreto para cada adquisición. De esta manera al terminar de leer todos los ficheros, se tienen los vectores de datos válidos junto con su ángulo isométrico correspondiente. Finalmente se representan todos los modelos juntos en función del ángulo que le ha sido asignado, como se puede ver en la gráfica 5.14.

En la gráfica 5.15, se representan las curvas de nivel para la superficie formada por los modelos en función del ángulo, y una de las primeras conclusiones que se pueden extraer de esta representación, es que no se puede

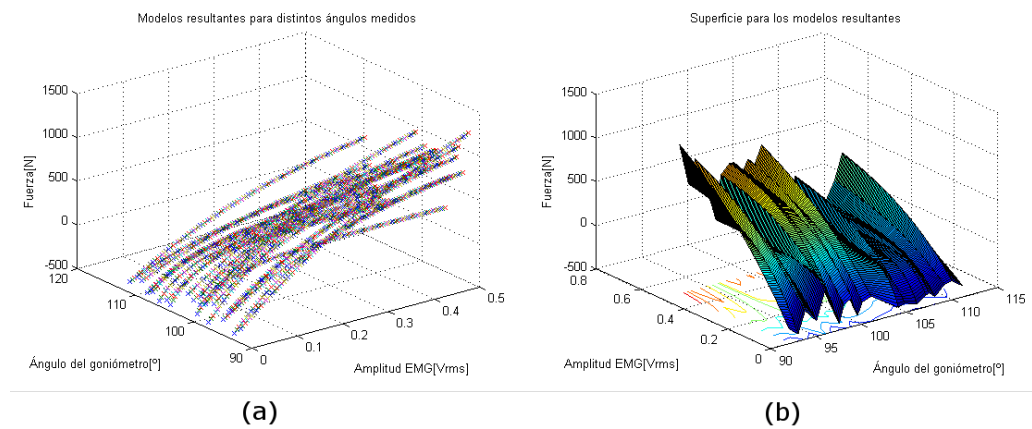


Figura 5.14: Modelos de fuerza frente a activación muscular para los distintos ángulos. (a) Modelos exponenciales y (b) la superficie que forman.

obtener una fuerza única dado sólo el nivel de activación muscular, como se pretendía en las conclusiones del capítulo 3. Sólo con el nivel de activación muscular no se obtiene un valor unívoco de fuerza, sino que dependiendo del ángulo se obtienen unos valores u otros, como era de esperar.

La solución que se plantea en este trabajo para extraer un valor unívoco de fuerza a partir de las señales de activación muscular, es modelar los parámetros de la expresión exponencial en función del ángulo. Para ello, se han representado todos los parámetros de la función exponencial junto con sus interpolaciones de orden 4, en la figura 5.16. Lo que se pretende conseguir con esto es adaptar el modelo exponencial, que convierte activación muscular en fuerza, según el ángulo que la articulación tenga en cada momento. De esta manera se consigue una relación unívoca entre actividad muscular y fuerza, a través de la consideración del ángulo del tobillo.

Del análisis final en esta primera fase de experimentación se extraen dos conclusiones. La primera, que el parámetro de offset, d , no tiene por que ser constante. Esto se debe a que la transferencia del peso del tobillo al par de la articulación, varía con el ángulo. Por ejemplo, el efecto de la gravedad en el par de la articulación tiende a cero si $\theta \rightarrow 0^\circ$ ó 180° . La explicación de este efecto se demuestra con la expresión del par, que es el producto vectorial del brazo y la fuerza ejercida:

$$\tau = l \times F$$

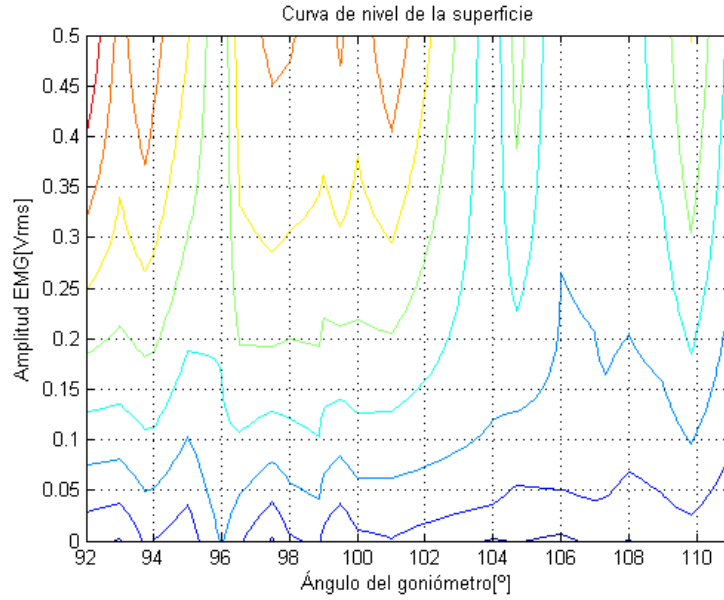


Figura 5.15: Curvas de nivel para la superficie de los modelos.

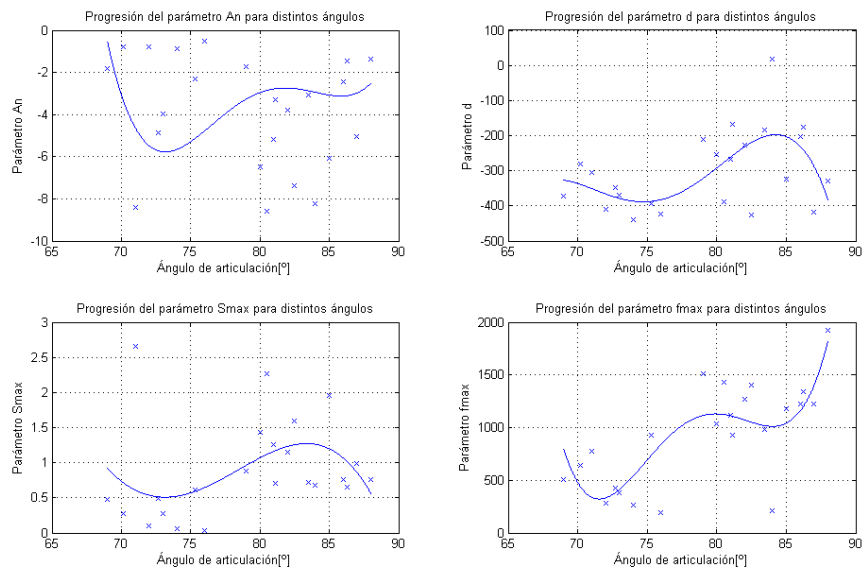


Figura 5.16: Variación de los parámetros del modelo en función del ángulo de la articulación.

Esta expresión refleja que sólo la componente perpendicular a la línea que une el eje y el punto donde se ejerce la fuerza, es la que ejerce par sobre la articulación. Por lo que el efecto del peso del pie sobre la articulación sigue una función senoidal, con su máximo en el ángulo donde el pie está horizontal y su mínimo según se acerca el ángulo a la posición vertical. Este comportamiento no es el que se representa en la figura 5.16 debido a dos factores que interfieren en el valor de éste offset:

1. La diferencia de altura entre los dos pies hace que cuando el usuario está en reposo deposite su peso sobre el pedal, esta fuerza generada depende de la distribución del peso que se haga no del ángulo de la articulación.
2. Cuando el ángulo de la articulación decrece, el músculo Soleus se estira, llegando un momento en que su fuerza elástica pasiva empieza a afectar el offset medido. Por lo que interfiere con la fuerza proveniente del peso del pie.

La segunda de las conclusiones importantes es la curva de fuerza isométrica, que tiene la misma forma que la teórica vista en el capítulo 3, como se puede ver en la figura 5.17. Esta gráfica se obtiene realizando un corte vertical para el valor máximo de activación muscular, que coincide con el momento en que la contracción es isométrica. Se concluye que los resultados son los esperados ya que la curva tiene la misma forma que la teórica. La única diferencia que existe entre ambas gráficas es el eje de la longitud del músculo frente al ángulo de la articulación. Hay que recordar que se está analizando el músculo Tibialis (pantorrilla), por lo que cuanto menor es el ángulo de la articulación menor es la longitud del músculo y viceversa. Esta relación directa entre ángulo de la articulación y longitud del músculo Tibialis es lo que hace que ambas gráficas tengan un comportamiento idéntico. A la vista de la gráfica se puede concluir por asociación que el ángulo óptimo, es decir, aquel para el cuál se da la fuerza máxima es $\Theta_{opt} = 82^\circ$.

A pesar de obtener resultados significativos, se detectaron ciertas incongruencias en las conclusiones obtenidas, por lo que se repite el experimento una vez solucionados los problemas que se enumeran en la siguiente sección.

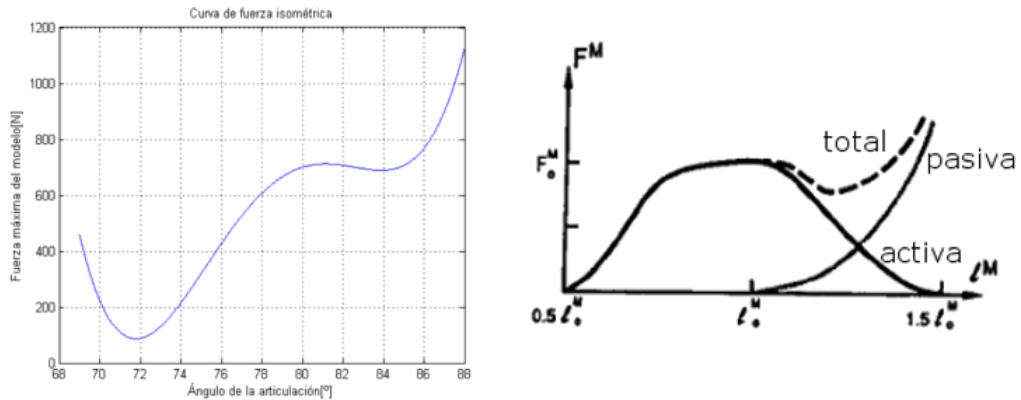


Figura 5.17: Curva de fuerza isométrica.

5.3.3. Correcciones en el diseño del experimento

Después de analizar, tanto los resultados, como los videos realizados durante el experimento, se detectaron ciertos problemas en los resultados de esta primera fase, que podrían haber influido en la veracidad de las observaciones. Estos factores se listan a continuación y se da una posible solución que será implementada de cara a una segunda fase de experimentación:

1. Hay que recordar que la fuerza medida realmente es la que se realiza en el actuador, y por el contrario estamos sacando conclusiones sobre la fuerza muscular. Para minimizar las posibles no linealidades introducidas por la relación $F_{motor} \rightsquigarrow F_{musculo}$, se debe intentar alinear los ejes de la rodilla del usuario y de la pata HADE lo más posible.
2. Las holguras sólo se pueden evitar hasta cierto punto, ya que no se puede hacer nada para mejorar la rigidez de la estructura ni la del muelle del motor. Se intenta disminuir la producida por el anclaje del pie al pedal.
3. Aunque no sea un parámetro crítico, el tiempo que pasa el músculo a f_{max} influye en la aparición de transitorios. Se asume que el tiempo establecido en la fase I es suficiente para que las medidas sean acordes con la definición de contracción isométrica.
4. A la vista de los histogramas de los experimentos, se aprecia la existencia de conjuntos de muestras cuya concentración es mucho

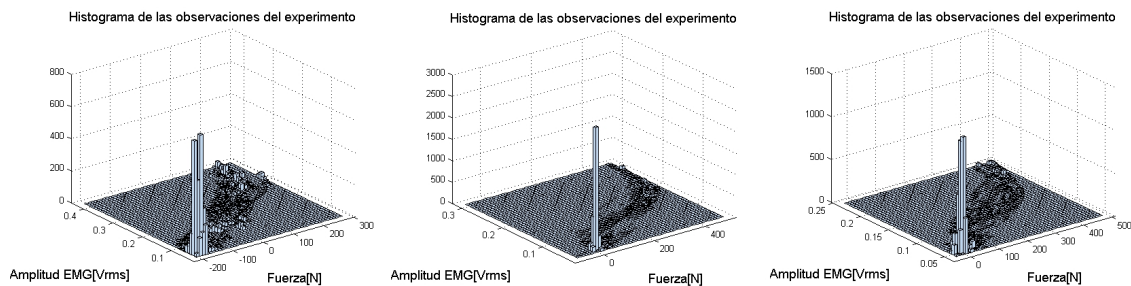


Figura 5.18: Histograma de las observaciones mostradas en 5.10.

mayor, como se puede ver en la figura 5.18. Estos conjuntos se localizan en las regiones de fuerza baja en todas las adquisiciones. Éste efecto puede ser perjudicial a la hora de modelar los datos, ya que al intentar minimizar el error cuadrático medio, las herramientas dan un mayor peso a estas muestras, que precisamente son las de menor interés. La solución pasa por distribuir las muestras de manera más homogénea, simplemente eliminando manualmente estas muestras, ya que las zonas de $F_{muscular} = 0$ no son de interés para los resultados.

5. La diferencia de altura entre los apoyos de ambos pies tiene un efecto negativo sobre las medidas, principalmente debido a que en las observaciones se recoge la fuerza debida a los movimientos realizados para mantener el equilibrio. Se debe incorporar una plataforma donde apoyar el pie no involucrado en el experimento, de la misma altura que el pedal para facilitar una postura natural durante el experimento. Indirectamente esta solución disminuirá el movimiento de cadera detectado en la primera fase.
6. A pesar de que la superficie que generan los modelos siga una tendencia clara, es deseable realizar adquisiciones para un mayor número de ángulos de tal manera que se obtengan puntos intermedios que proporcionen un mayor número de puntos para las interpolaciones. Para esto se disminuye el tiempo de cada experimento, de tal manera que se puedan realizar medidas sobre más ángulos sin incurrir en fatiga muscular.

5.3.4. Resultados experimentales: Fase II

Introduciendo las mejoras de la sección anterior, se repiten los experimentos como se puede ver en el video [7]. Esta vez 50 repeticiones

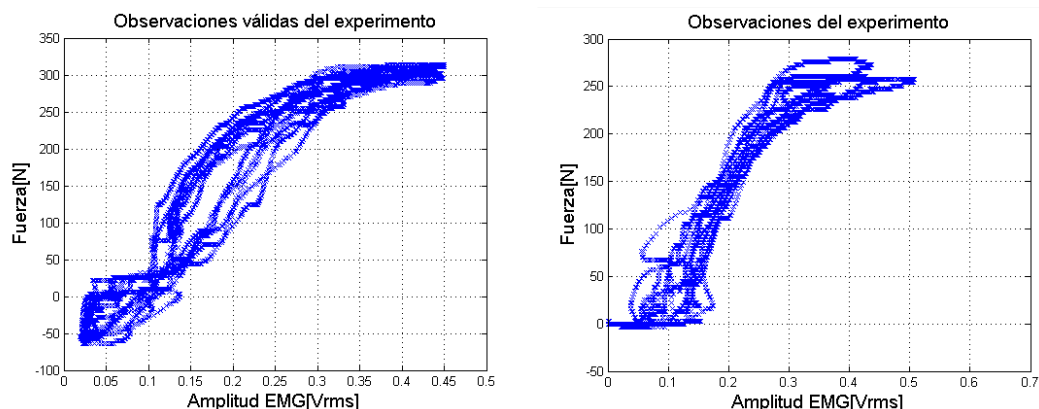


Figura 5.19: Observaciones una vez introducidas las mejoras en el diseño del experimento.

de 20 segundos cada, para tener más ángulos en el modelado. Al igual que en la fase I se descansa cada 4 adquisiciones. Se consiguieron 20 conjuntos de muestras válidos, como los que se muestran en la figura 5.19. Uno de los primeros efectos que se puede apreciar, es la disminución de la varianza en las observaciones, de tal forma que se puede ver la histéresis del experimento.

La segunda de las mejoras hace referencia a la holgura del experimento, que aunque siga existiendo, como se puede ver en la figura 5.20, se ha conseguido una reducción de un 80 %.

La nueva superficie de modelos es la que se representa en la figura 5.21, que tiene una progresión más suave que anteriormente debido a que ahora se cuenta con un número mayor de ángulos sobre los que hacer el modelado. Se aprecia la misma tendencia que en el la fase I, cuanto menor es el ángulo de la articulación (mayor el del goniómetro, ya que son complementarios) menor fuerza es capaz de realizar el músculo, ya que su longitud es menor, es decir, su estado es ya de por sí contraído, por lo que tiene menos recorrido para contraerse y por lo tanto menor fuerza puede realizar.

Habiendo limpiado las observaciones de fuerzas externas interferentes, se puede apreciar el comportamiento del offset, d , senoidal hasta que el ángulo se hace tan pequeño que aparece el comportamiento elástico del Soleus (gemelo), como ya se explicó para la fase I de experimentación. Como se puede ver en la figura 5.22 (b), a partir de 82° aproximadamente, empieza a hacerse presente el efecto elástico del músculo antagonista, haciendo que la fuerza en estado de reposo muscular ($S_n = 0$) aumente. Debido a este comportamiento se asigna un grado 4 al polinomio de modelado de la magnitud d .

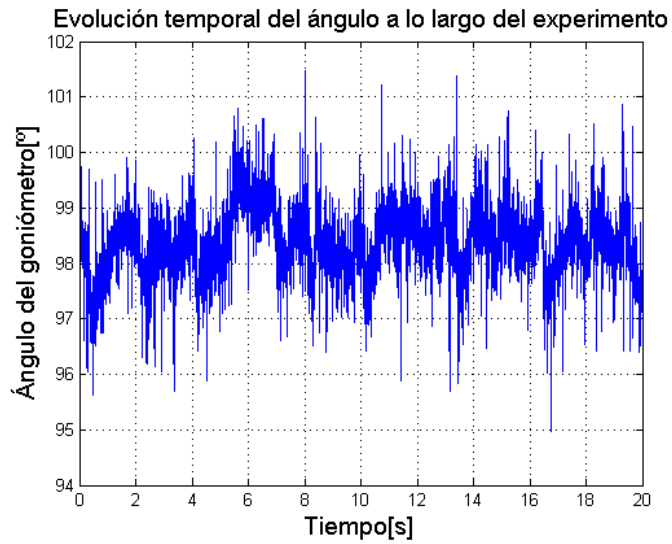


Figura 5.20: Ángulo de la articulación una vez introducidas las mejoras en el diseño del experimento.

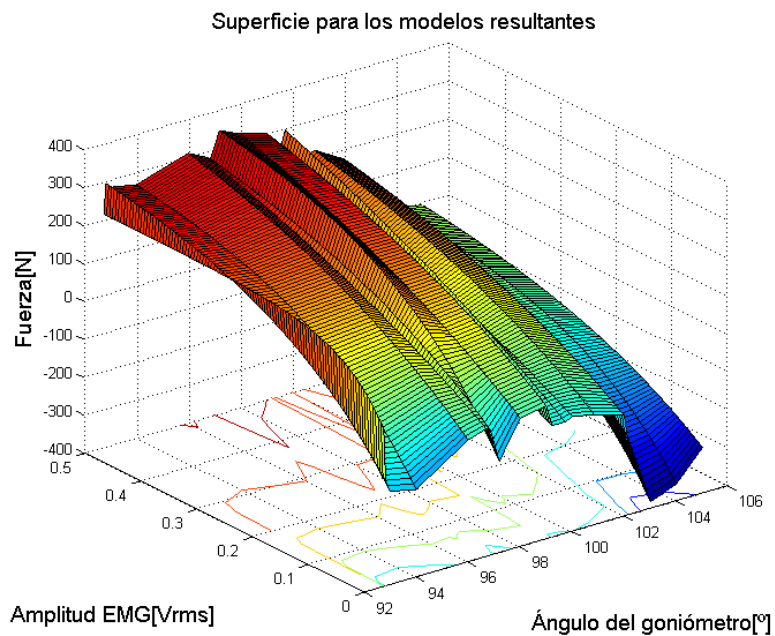


Figura 5.21: Superficie formada por los modelos exponenciales.

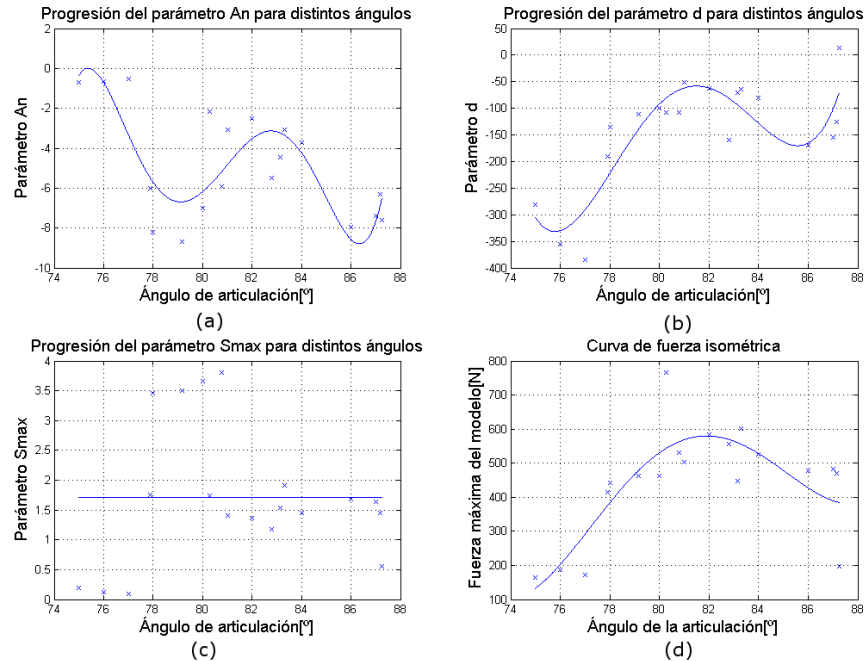


Figura 5.22: Evolución de los parámetros de modelo exponencial con respecto al ángulo de la articulación.

Por otro lado, en referencia al parámetro S_{max} , se aprecian en la figura 5.22 (c) tres niveles diferentes de activación muscular máxima. Esto se debe a la dificultad en el experimento de mantener constante la activación muscular entre contracciones. A la vista de los resultados, y teniendo en cuenta el significado de este parámetro, tiene sentido modelarlo como una constante, que tendrá el valor de la media de los tres niveles.

El grado asignado para el parámetro que da la curvatura (A_n) se modela con un polinomio de grado 5, véase figura 5.22 (a), para reducir el error de la estimación. Se deja como trabajo futuro el análisis en profundidad del significado de la forma de la curva.

Con respecto a la curva de fuerza muscular isométrica, al mantener una posición más erguida durante esta segunda fase, el rango de ángulos es menor, por lo que en la gráfica 5.23 falta la parte del comportamiento pasivo. Aún así se puede extraer el ángulo óptimo de nuevo $\Theta_{opt} = 84^\circ$, que tiene una ligera diferencia con respecto al calculado en la fase anterior, posiblemente debido a un desplazamiento en las posiciones iniciales del goniómetro.

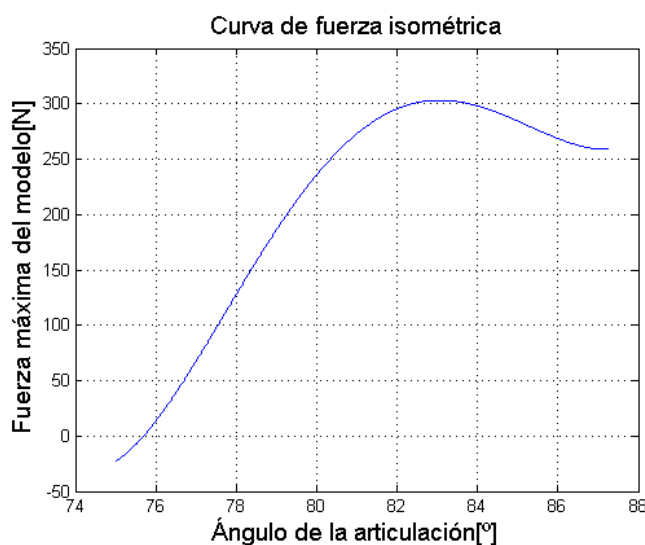


Figura 5.23: Curva de fuerza isométrica.

5.4. Conclusiones

En este capítulo se ha presentado el proceso seguido para implementar el modelado de la fuerza ejercida por el músculo frente a la activación muscular. Para ello se ha diseñado un experimento que permite obtener, tanto los datos de fuerza isométrica como su actividad muscular asociada. Con estas dos variables se han estudiado distintas opciones de modelado, y una vez escogida la función exponencial, se ha estudiado la evolución de sus parámetros con respecto al ángulo. Mediante este proceso queda presente que la señal EMG puede ser utilizada para la estimación de fuerza, pero en conjunción con información adicional, en este caso el ángulo articular, para poder determinar estimaciones unívocas.

Ha quedado demostrada la dificultad que entraña el diseño de un experimento, dada la cantidad de variables externas a tener en cuenta. Generalmente estas variables son en principio desconocidas, por lo que se han necesitado dos fases de experimentación para poder analizar los resultados y eliminar los efectos externos.

Se ha hecho presente la variación existente en los parámetros extraídos, dependiendo del sujeto del experimento, pero también, siendo el mismo sujeto, dependiendo de las condiciones en las que éste se encuentra. Por lo que, para la integración de este modelado en el exoesqueleto, se plantea la necesidad de calibrar los parámetros cada vez que se utilice el exoesqueleto,

precisamente por la razón comentada anteriormente.

En el próximo capítulo se utilizarán los coeficientes polinómicos de los parámetros de la función exponencial, para realizar un esquema completo de estimación de fuerza.

Capítulo 6

Control de fuerza de la plataforma HADE basado en comandos EMG

Después del modelado de la fuerza frente al ángulo de la articulación y de la activación muscular, finalmente se prueban en este último capítulo todos los resultados obtenidos dentro de una implementación de interfaz para un exoesqueleto. Se pretende comprobar la validez de las estimaciones de activación con respecto a medidas reales, además de llevar dicha interfaz a la pata HADE para corroborar que los niveles de activación disminuyen cuando el soporte por parte de la pata aumenta.

6.1. Introducción

Recapitulando, las señales electromiográficas son el resultado de los procesos químicos que llevan a la contracción de los músculos, es por esto que contienen información susceptible de ser utilizada con el propósito de controlar el exoesqueleto ATLAS, ya que éste debe replicar los movimientos del usuario. Los motores de dicho exoesqueleto se controlan en fuerza, a diferencia de enfoques más tradicionales que lo hacen en posición, es decir, los comandos que éstos reciben no son posiciones a las que deban llegar, sino fuerzas que deban realizar. Aunque en primera instancia parezca más complejo, este algoritmo de control tiene entre sus principales ventajas:

1. *Adaptación al medio*: a diferencia del control en posición que tiene

una trayectoria prefijada, y por lo tanto si encuentra un objeto lo empuja hasta que el motor o el obstáculo se rompe, el control por fuerza limita esta interacción a la fuerza que ha sido comandada. Este es un comportamiento deseable en sistemas que actúan en cooperación con personas y por eso es el esquema elegido para este desarrollo.

2. *Eficiencia energética*: el control en fuerza aprovecha las fuerzas físicas externas (la gravedad) e inherentes al sistema (inercias) para realizar un movimiento aportando sólo el extra necesario. En cambio, el control en posición fija en todo momento una coordenada haciendo que desestime e incluso que intente corregir estas fuerzas, cuando podrían ser aprovechadas.
3. *Imitación del mecanismo biológico*: como se ha podido comprobar durante todo este proyecto, el mecanismo natural de los músculos es fijar una posición angular en cierta articulación mediante la contracción, es decir, mediante un control de fuerza.

Es por esto que el objetivo principal del trabajo va orientado hacia la obtención de un modelo que relacione señal electromiográfica frente a fuerza muscular, de tal manera que a partir de señales musculares se puedan generar comandos para los motores.

6.2. Control de fuerza articular

El esquema de control que se toma como referencia en este capítulo es el que se muestra en la figura 6.1, y que se ha extraído de [27]. Se ha elegido este tipo de controlador ya que comparte muchas de las características que se buscan en el sistema de control de la aplicación final de este trabajo. Las señales EMG se leen de los músculos del usuario y a través de un modelo del cuerpo, se estima el par que se está realizando en la articulación, en este caso la rodilla. Seguidamente este par se multiplica por un factor de ganancia resultado en el par de referencia para el bucle de control. Este factor de ganancia representa el porcentaje de fuerza que aporta el exoesqueleto al movimiento, con respecto a la fuerza ejercida por el usuario.

El bucle de control incluye un modelo del actuador que calcula el par producido por el actuador sobre la rodilla del exoesqueleto. Esta estimación es necesaria ya que las medidas de los sensores determinan la fuerza y el ángulo articular, pero el control es en par, por lo que se hace necesaria esa

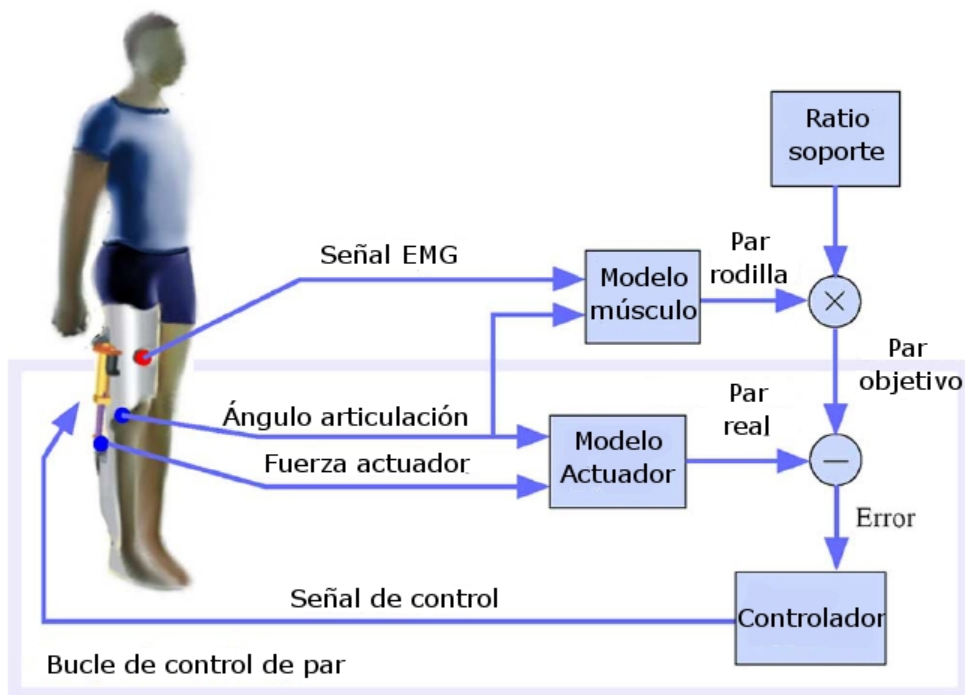


Figura 6.1: Esquema de control de par por fuerza directa

conversión. De esta manera el controlador actúa como un amplificador de par.

Por otro lado, el modelo del cuerpo es el responsable de estimar el par de la articulación a partir de la señal EMG y el ángulo en el momento del cálculo. Existen ciertas similitudes con el caso que trata este trabajo, ya que el primero de los pasos es calcular la activación muscular para luego aplicar un modelo como el que se ha presentado en el capítulo 5, para obtener la fuerza de cada uno de los músculos involucrados en el movimiento. A partir de aquí, estas fuerzas se transforman en par y se suman, resultado en el par total que se verá multiplicado por el factor de soporte.

Para aplicar este tipo de esquema a los criterios que se imponen en este diseño de interfaz concreto son necesarias ciertas modificaciones. Para empezar, las conversiones de fuerza a par no son necesarias, ya que el control que se realiza en la pata HADE es en fuerza lineal. Esto simplifica la interfaz como se ve en la figura 6.2: se elimina el modelo del actuador por un lado, y por otro, los modelos musculares estiman fuerza lineal. Por último, el esquema propuesto se centra en el tobillo y no en la rodilla. La sección siguiente describe el experimento que se ha llevado a cabo para probar y analizar el esquema de control propuesto.

6.3. Diseño del experimento

En esta sección se llevan a cabo dos tipos de experimento. Por un lado se comprueba la validez de las estimaciones con respecto al modelado estático, es decir, utilizando el mismo tipo de control en posición que en el capítulo 5, se comparan la fuerza isométrica medida y la estimada a partir de la señal EMG y valor angular de la articulación. Por otro lado se analizan las prestaciones de la interfaz a nivel dinámico, mediante un control en fuerza y la estimación proporcionada por el modelado estático. Las conclusiones en este caso se extraen con respecto a la reducción de los niveles de activación muscular y con respecto al error en posición articular.

Para determinar si el análisis llevado a cabo hasta este momento puede ser aplicado a la estimación de fuerza muscular y, por lo tanto, si es viable su utilización para la implementación de una interfaz en un esquema de control por fuerza directa, se utilizan dos tipos de modelado:

- Modelado exponencial fuerza frente a activación muscular.

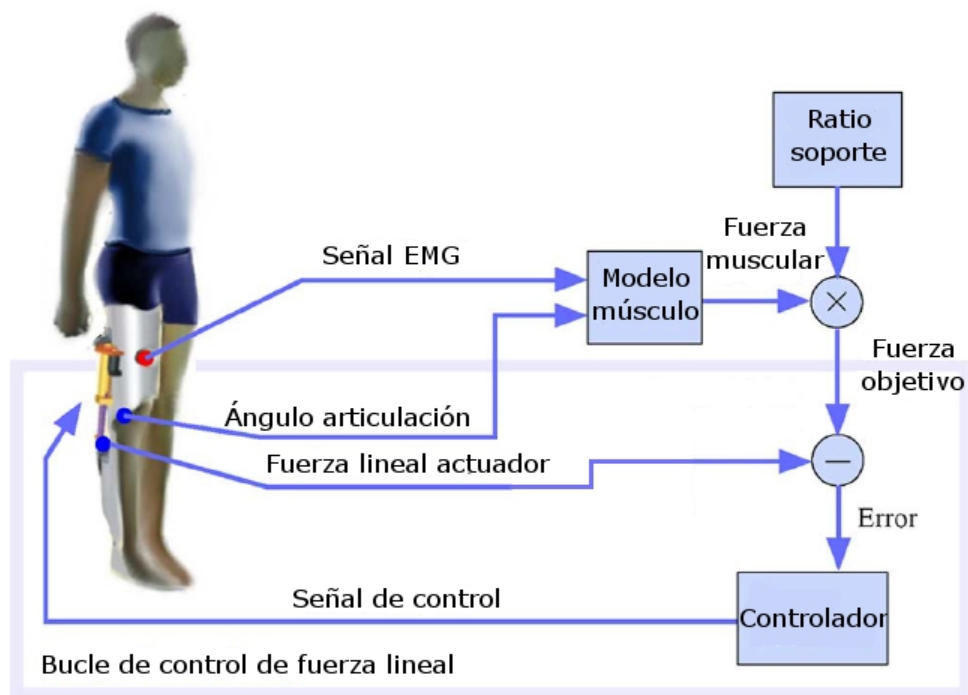


Figura 6.2: Esquema de control fuerza lineal directa adaptado de [27]. Para el caso que se trata el exoesqueleto se coloca en el tobillo.

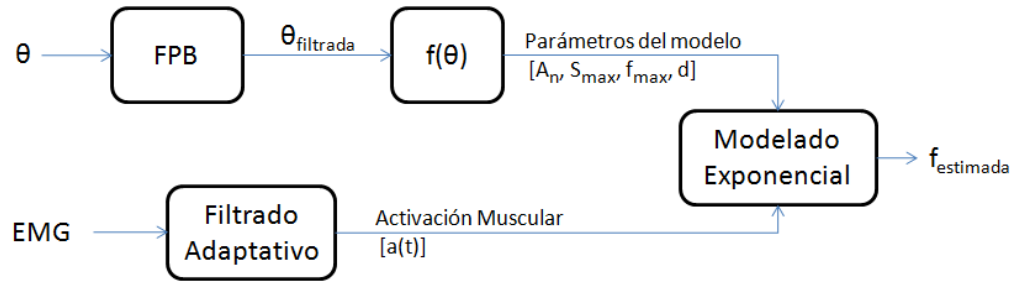


Figura 6.3: Esquema de modelado Fuerza-EMG- Θ implementado en MATLAB y LabView.

- Modelado polinómico de diferentes órdenes para los parámetros del modelo exponencial en función del ángulo de la articulación. Los coeficientes de los polinomios se extraen del análisis hecho en el capítulo 5.

Para la implementación de esta primera prueba se utilizó un script en MATLAB, detallado en el Anexo K, que reproduce el esquema de modelado de la figura 6.3.

Para el desarrollo del segundo tipo de experimento, el de análisis de las prestaciones en el sistema físico, se utiliza el mismo hardware que en el capítulo 5, por lo que no se describirá de nuevo. Con respecto al software, será necesario introducir algunos cambios, dado que ahora se necesita un control en fuerza, entre ellos principalmente dos: realimentar la fuerza en vez de la posición e implementar el modelo exponencial de fuerza en función de la activación muscular.

Con esta adaptación del software y el SubVi del anexo L, se implementa el esquema de modelado de la figura 6.3 en LabView, para probar su respuesta ante fuerzas dinámicas en la plataforma HADE para la articulación del tobillo. De esta manera se simula en la pata HADE el escenario que se encontraría ante un exoesqueleto, por lo que principalmente se comparan dos magnitudes: ángulo de usuario y pata HADE, y decremento de la activación muscular.

6.4. Resultados experimentales

Como se puede apreciar en la figura 6.3, se ha incorporado un elemento de filtrado paso bajo (FPB) a la señal proveniente del goniómetro (θ). Esto

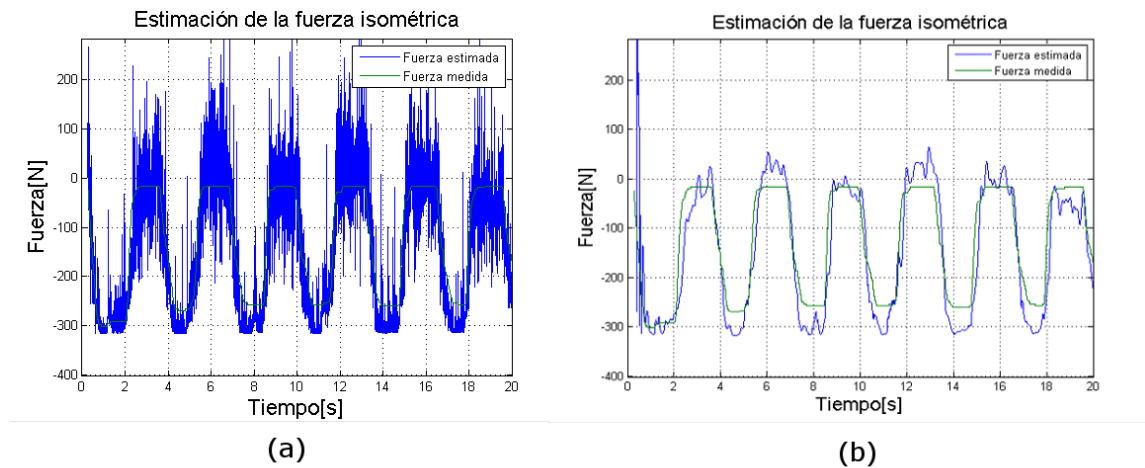


Figura 6.4: Estimación de fuerza isométrica sin filtrado (a) y con filtrado (b) del ángulo.

se debe a que, como se pudo comprobar en el capítulo 4, la señal proveniente del goniómetro tiene un rizado acentuado. Siguiendo el flujo del esquema de modelado, este rizado se transmite a la elección de los parámetros, resultando en una estimación de la fuerza muy ruidosa, como se puede ver en la figura 6.4 (a). Es por ello que se incorpora una etapa de filtrado que elimine parcialmente estas variaciones, y por lo tanto se obtenga una fuerza estimada más acertada.

Los resultados mostrados en la figura 6.4 (b) muestran una buena correlación entre la fuerza medida y la proporcionada por el modelo propuesto, lo que demuestra que el análisis y modelado realizado hasta este momento del trabajo, pueden ser utilizados para implementar una interfaz en un esquema de control directo.

Una vez demostrada la validez del modelado se pasa a realizar el experimento dinámico con el código LabView. Los resultados obtenidos en este experimento se muestran en el video [8] y en la secuencia de fotogramas de la figura 6.5.

No se han podido realizar las comparaciones de los ángulos del usuario y la pata HADE, así como tampoco las medidas del decremento del esfuerzo muscular, por falta de tiempo. Éstos experimentos se dejan como líneas de trabajo futuras.

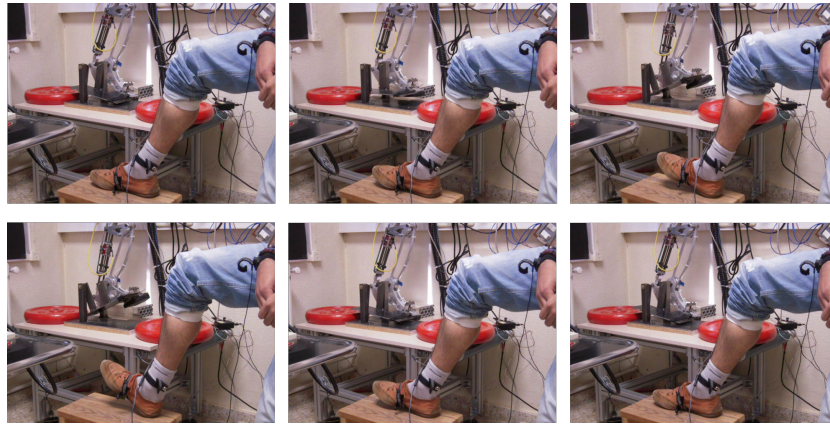


Figura 6.5: Montaje del experimento que demuestra la viabilidad del esquema de modelado como interfaz.

6.5. Conclusiones

En este capítulo se ha demostrado que el análisis realizado durante el trabajo puede utilizarse como base para un esquema de control por fuerza directa. Durante el desarrollo del esquema de modelado se ha detectado que las estimaciones son muy sensibles, tanto a la variación de los coeficientes de los polinomios de modelado, como a la evaluación de estos polinomios en ángulos que no se encuentran dentro del rango para el cuál se hace el modelado en el capítulo 5. Generalmente el resultado de estos factores es el cálculo de estimaciones divergentes o NaN, para el caso concreto de los programas que se han utilizado.

Finalmente, se ha replanteado la necesidad de un filtrado sobre la señal proveniente del goniómetro, ya que el ruido presente en esta señal influye en la elección de los parámetros del modelo exponencial, resultando en unas estimaciones poco fiables y con mucho rizado. Es necesario recordar que esta señal es la fuerza deseada proporcionada al bucle de control, por lo que un rizado en la fuerza estimada se traduce en un comportamiento inestable del motor. Para poder realizar pruebas físicas del sistema, ha sido necesario implementar este filtrado vía software, dejándose como línea futura una implementación hardware del mismo.

Capítulo 7

Gestión del proyecto y presupuesto

En este capítulo se presentan distintos aspectos relativos a la gestión del proyecto. Primero, se planteará la planificación de las distintas tareas de las que se compone el trabajo y se desglosarán los medios técnicos empleados para la realización del sistema, tanto el hardware como el software. Posteriormente, se detalla una breve descripción de los gastos que forman el presupuesto del proyecto.

7.1. Planificación

Se plantea en primer lugar un esquema y planificación de las tareas llevadas a cabo, así como una estimación del tiempo que ha tomado realizarlas. Como complemento, se muestra el desarrollo de las tareas mediante un diagrama de Gant, para clarificar la evolución del trabajo. Se ha dividido la planificación según las fases que componen el proyecto como se ve en la tabla 7.1. En las siguientes tablas se detalla las actividades generales de las que ha constado cada fase.

7.2. Medios técnicos

Aquí se presentan las diferentes herramientas hardware y software que han sido requeridas durante la realización del proyecto. Sólo se citan los

TABLA 7.1: Duración de cada fase del proyecto

ID	Tarea	Duración
1	Investigación y Documentación	12 meses
2	Estimación de la actividad muscular	4 meses
3	Modelado Fuerza-EMG	4 meses
4	Estimación de fuerza y pruebas finales	1 mes

TABLA 7.2: Detalle de la fase de documentación

ID	Tarea	Duración
1.1	Búsqueda de referencias	6 meses
1.2	Documentación de la memoria	6 meses

TABLA 7.3: Detalle de la fase de estimación de actividad muscular

ID	Tarea	Duración
2.1	Adquisición de señales	1 mes
2.2	Implementación del filtrado adaptativo	1.5 meses
2.3	Resolución de problemas y extracción de resultados	1.5 meses

TABLA 7.4: Detalle de la fase de estimación de modelado Fuerza-EMG

ID	Tarea	Duración
3.1	Diseño del experimento	0.5 meses
3.2	Fase I de experimentación	0.5 meses
3.3	Resolución de problemas	0.5 meses
3.4	Fase II de experimentación	0.5 meses
3.5	Modelado con respecto a un ángulo	0.5 meses
3.6	Modelado en función del ángulo	1 mes
3.7	Extracción de resultados	0.5 meses

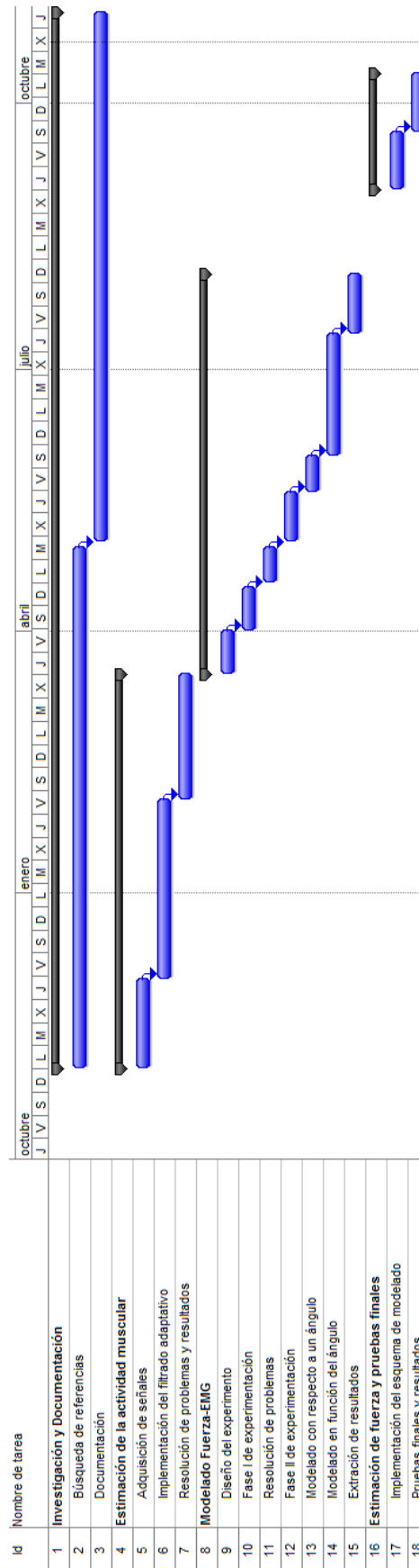


Figura 7.1: Diagrama de Gantt que representa la planificación del trabajo.

TABLA 7.5: Detalle de la fase de estimación de fuerza

ID	Tarea	Duración
4.1	Implementación del esquema de modelado	0.5 mes
4.2	Pruebas finales y resultados	0.5 meses

TABLA 7.6: Software utilizado

Sistema Operativo	Windows XP y LabView RT
Entorno de documentación	WinEdt 6.0
Entornos de desarrollo	LabView 2009 y MATLAB 2010

programas y equipos que han sido imprescindibles para la realización del proyecto. En la tabla 7.6 y en la 7.7, se especifican respectivamente el software y el hardware utilizados.

7.3. Presupuesto

Para la elaboración del presupuesto del proyecto, se ha considerado que los días de trabajo tienen 3 horas (en media), las semanas 5 días y los meses 4 semanas. De este modo se tiene en cuenta que no se ha tenido una dedicación exclusiva al trabajo los 12 meses de duración del proyecto. Con estas consideraciones, el número de horas totales dedicadas al proyecto

TABLA 7.7: Hardware utilizado

Ordenador	Intel Xenon Quad Core 2.67 GHz
Servidor de programas	Plataforma NI PXI
Plataforma de investigación	Proyecto HADE
Sensores	Electrodos EMG (2), goniómetro
Tarjetas de adquisición y control	PXI-6581, PXI-6602, PXI-7352, PXI-6259

TABLA 7.8: Coste de personal

Concepto	Horas	Honorarios	Coste RRHH
Ingeniero de Telecomunicaciones	720 horas	30 €/hora	21.600 €

TABLA 7.9: Coste de hardware

Concepto	Precio	Vida útil	Uso [meses]	Coste
Intel Xenon Quad Core 2.67 GHz.	2000 €	3 años	12	666 €
Plataforma NI PXI + Tarjetas	12.000 €	5 años	6	1.200 €
Sensores(2xElect. EMG,goniómetro)	2.000 €	0 años	6	2.000 €
Proyecto HADE	30.000 €	6 años	6	2.500 €
				6.366 €

asciende a 720 horas, por lo que el coste imputado al proyecto en concepto de personal se calcula como dicha cantidad de horas multiplicado por el precio/hora que cobra, en este caso, un Ingeniero de Telecomunicaciones, que se ha considerado de 30 €/hora. Se pueden ver estos datos en la tabla 7.8.

El coste derivado del hardware es amortizable, por lo que se pondera en relación al número de horas que se utiliza el equipo con respecto al tiempo de vida útil que se le asigna, como se puede ver en la tabla 7.9. Esta misma idea se aplica al software en la tabla 7.10. Sumando estos costes, más el asociado a los recursos humanos y teniendo en cuenta los costes indirectos como un 20% adicional, se calculan los costes totales del trabajo en la tabla 7.11.

Este proyecto ha sido financiado en parte por la AECID a través del proyecto FORTUNA (PCI-D/030531/10) y en parte por el MICINN a través del proyecto ATLAS (DPI 2010-18702).

TABLA 7.10: Coste de software

Concepto	Precio	Licencia	Uso [meses]	Coste
Windows XP	1.500 €	2 años	12	750 €
NI LabView 2009	4.500 €	2 años	12	2.250 €
Módulo LabView adicionales	5.000 €	2 años	12	2.500 €
MATLAB R2010a	6.000 €	2 años	12	3.000 €
Sistema Operativo RT	2.000 €	2 años	3	250 €
				8.750 €

TABLA 7.11: Costes totales

Concepto	Coste
Coste de personal	21.600€
Coste de hardware	6.366€
Coste de software	8.750€
Costes indirectos	7.343 €
	44.060 €

Capítulo 8

Conclusiones y líneas futuras

8.1. Conclusiones

El objetivo de este trabajo ha sido implementar una interfaz natural y flexible para su incorporación en sistemas de control embebidos en exoesqueletos. Para alcanzar este objetivo, se ha realizado un estudio sobre el estado del arte en exoesqueletos, con el objetivo de extraer las necesidades y requisitos de diseño que se imponen en la interfaz con el usuario. Una vez conocidas las diversas implementaciones vigentes, se estudian otras posibilidades en el ámbito de las interfaces humano-máquina. En este punto es donde se determinan las posibles alternativas para la interfaz. Aún con los problemas del modelado, se decide utilizar la señal EMG como interfaz por las ventajas que representa en cuanto a naturalidad y flexibilidad, pero para ello es necesario ahondar en las bases y características de esta señal, para extraer información relevante para la implementación de la interfaz.

Después del estudio del estado del arte y análisis teórico de los fundamentos de la señal EMG, se realizan las siguientes actividades que llevan a la consecución del objetivo principal (las actividades en negrita son los aportes originales de este trabajo al estado del arte en esta área):

1. Adquisición y estudio de las señales EMG (Cap. 4): diseño y construcción de los circuitos de acondicionamiento; e implementación del software LabView de adquisición desde una plataforma PXI.
2. **Estimación de la actividad muscular mediante filtrado adaptativo** (Cap. 4): planteamiento de un nuevo método de filtrado,

basado en la elección de parámetros de filtrado en base al estado de la señal electromiográfica.

3. Estudio y modelado de la relación fuerza frente a actividad muscular (Cap. 5): obtención de observaciones a partir de experimentos en la plataforma de investigación HADE. Elección del tipo de modelado para las observaciones de un sólo ángulo.
4. **Modelado de parámetros de la función exponencial en función del ángulo de la articulación** (Cap. 5): extracción de los coeficientes de los polinomios que modelan los parámetros de la función exponencial de la actividad anterior, en función del ángulo de la articulación.
5. Elaboración de un esquema de estimación de la fuerza muscular, a partir del conocimiento generado hasta ahora (Cap. 6): aplicación del conocimiento generado para calcular una estimación de la fuerza mediante el uso de señales EMG y ángulo del tobillo.
6. Integración del esquema anterior en un control de fuerza directa (Cap. 6): utilización de la estimación de fuerza muscular dentro de un bucle de control, y demostración de la viabilidad del esquema de estimación como base para la implementación de una interfaz.

A lo largo del trabajo se han ido extrayendo conclusiones de cada uno de los capítulos planteados. Estas conclusiones parciales se resumen a continuación:

1. Las interfaces que utilizan bio-señales, son más naturales y flexibles que las que hacen uso de elementos externos, como interruptores o botones. Se tiende hacia el uso de interfaces con bio-señal debido a que permite un control “usuario en el bucle”, lo que garantiza tanto la seguridad como la confiabilidad.
2. El empleo de bio-señales en un bucle de control impone un criterio crítico de diseño, el retardo entre la intención del usuario y la respuesta del sistema. En caso de que este retardo exceda un cierto valor, se puede incurrir en inestabilidades del sistema.
3. Existe un interés creciente por las señales EMG en el ámbito de interfaces destinadas a exoesqueletos.

4. A nivel de fisiología muscular, el músculo es un sistema no lineal cuya fuerza ejercida máxima depende de la longitud del mismo, o lo que es lo mismo, del ángulo de la articulación. Por otro lado, existe un retardo en la dinámica del músculo situado entre la generación de la señal de activación muscular y el movimiento real de la articulación. Este retardo depende principalmente de la longitud del tendón que une el músculo al hueso, por lo que varía de músculo a músculo. Adicionalmente, este tiempo introduce un margen de diseño para los parámetros de filtrado, sin incurrir en la inestabilización del sistema debido a la tardanza de la respuesta.
5. Dentro de las tareas de adquisición de señales, los dos parámetros que distorsionan más los resultados son: la variación en posición inicial de los sensores y el movimiento de éstos durante los experimentos.
6. Dado que los algoritmos de estimación de la activación muscular actuales no tienen un compromiso retardo-rizado aceptable, ha sido necesario implementar un filtrado que distinga cuándo es necesario bajo retardo y cuándo bajo rizado. Estos dos criterios provienen, respectivamente, de la inestabilidad del sistema y del mal funcionamiento de los motores ante comandos de señal muy variables.
7. Ha quedado demostrada la dificultad que entraña el diseño de un experimento, dada la cantidad de variables externas a tener en cuenta. Generalmente estas variables son en principio desconocidas, por lo que se han necesitado dos fases de experimentación para poder analizar los resultados y eliminar los efectos externos.
8. Durante el modelado de activación muscular frente a fuerza ejercida, se ha hecho presente la variación existente en los parámetros extraídos, dependiendo del sujeto del experimento, pero también, siendo el mismo sujeto, dependiendo de las condiciones en las que éste se encuentra. Por lo que, para la integración de este modelado en el exoesqueleto, se plantea la necesidad de calibrar los parámetros cada vez que se utilice el exoesqueleto, precisamente por la razón comentada anteriormente.
9. El esquema de modelado implementado en el capítulo 6, demuestra que las señales EMG pueden ser utilizadas como interfaz, pero se queda presente que el modelado de los parámetros de la función exponencial limita el rango de posibles ángulos, ya que los polinomios calculados divergen muy rápidamente fuera del rango para el cuál se hace el modelado.

10. Finalmente, se ha replanteado la necesidad de un filtrado sobre la señal proveniente del goniómetro, ya que el ruido presente en esta señal influye en la elección de los parámetros del modelo exponencial, resultando en unas estimaciones poco fiables y con mucho rizado.

Una vez hecho el desarrollo y probada su funcionalidad, se puede afirmar que se ha implementado una interfaz para un control por fuerza directa, a partir de la adquisición de señales EMG y ángulo articular. Es por esto que la conclusión principal del trabajo es que las señales EMG pueden ser una señal de apoyo para el desarrollo de interfaces en exoesqueletos. Es necesario complementarlas con información adicional, ya que por si solas no proporcionan datos unívocos en términos de fuerza. Por otro lado el modelado implementado es muy sensible a observaciones nuevas que se salen del rango del conjunto de entrenamiento, lo cuál resta robustez al sistema, aunque los resultados obtenidos con respecto a las estimaciones de fuerza sean fiables. Por lo que a pesar de que su funcionamiento no sea óptimo, han quedado sentadas las bases para futuros trabajos en los que se mejoren las prestaciones del esquema de estimación, y finalmente se pueda integrar en una interfaz para un exoesqueleto.

8.2. Líneas de trabajo futuras

En este apartado se tratan algunas de las posibles líneas sobre las que se puede trabajar en un futuro, para ampliar y mejorar el análisis que se ha llevado a cabo en este trabajo.

8.2.1. Cálculo de umbrales optimizado y automático

Algunos de los parámetros involucrados en la estimación de la actividad muscular han sido calculados de manera empírica, lo cual deja la posibilidad de que éstos puedan ser mejorados con respecto a la elección del estado de la señal (no retraso o no rizado). Es por ello que una manera de mejorar la estimación de la actividad muscular es implementar un método de búsqueda automática en vez de manual.

8.2.2. Análisis de otros músculos

Este trabajo se ha centrado en el movimiento del tobillo. Para mover las tres articulaciones de la pierna (cadera, rodilla y tobillo) en el plano sagital. Para ello es necesario analizar los músculos que intervienen en el movimiento de cada articulación y en ambas direcciones de rotación. Como la plataforma de investigación limitaba el análisis al músculo Tibialis, este análisis se deja pendiente de realizar.

8.2.3. Mejora de la fijación de los sensores

Durante la memoria se ha resaltado la influencia negativa que tiene sobre los resultados, por un lado, el hecho de que los sensores no siempre estén colocados en la misma posición, y por otro, que éstos se muevan durante los experimentos. Se hace necesario, pues, diseñar una plataforma que fije tanto la posición inicial de los sensores, como evitar desplazamientos durante los movimientos producidos en los experimentos.

8.2.4. Estudio dinámico del comportamiento muscular

Como se explica en el modelo muscular de Hill, la fuerza máxima que puede realizar un músculo es la correspondiente a la curva isométrica, y que cuando existe movimiento, parte de esta fuerza se emplea en vencer fuerzas internas al músculo. Por lo que si se quiere utilizar el análisis hecho en este trabajo dentro de un control dinámico, es conveniente introducir un modelado dinámico del comportamiento muscular, que mejore la estimación de la fuerza.

8.2.5. Filtrado hardware de la señal del goniómetro

Durante las pruebas finales, en las que se trataba de demostrar la viabilidad del esquema de modelado como interfaz, quedó presente la necesidad de filtrar la señal proveniente del goniómetro, para mejorar la estimación de fuerza. En este trabajo dicho filtrado se implementó vía software, sin atender a restricciones de retardo introducido. Teniendo en cuenta que el retardo es un factor crítico, conviene hacer un estudio más detallado y exhaustivo entre el compromiso retardo frente a filtrado, así como implementarlo vía hardware para rebajar la carga computacional del sistema.

8.2.6. Implementación de CGA para la estimación de fuerza

En el capítulo 6 se comprobó que las estimaciones de fuerza resultantes del esquema de modelado generalmente tienen una relación lineal con la fuerza medida. Al igual que en los sistemas de comunicación se incorporan dispositivos de control de ganancia automática, para obtener un valor de salida constante a partir de uno variable a la entrada, se puede utilizar este mismo concepto para obtener un valor de fuerza máximo constante en las estimaciones, y que indirectamente calcule esa relación lineal entre estimación y fuerza medida.

8.2.7. Medición de la reducción del esfuerzo

Para poder ver la mejoría o deterioro de las prestaciones del sistema completo, es necesario realizar las medidas de esfuerzo muscular con y sin el soporte del exoesqueleto, en nuestro caso la pata HADE más el pedal auxiliar. Con esta medida se podría comparar su comportamiento con el exoesqueleto de referencia TUPLEE, y concluir si se consiguen reducir las inestabilidades que introducía esta plataforma en el sistema motor del usuario.

8.2.8. Integración en ATLAS

Por último, y una vez esté construido el proyecto ATLAS, todo el conocimiento generado a partir de la plataforma HADE debe ser extrapolado a la aplicación final para la cual se ha elaborado este estudio, un exoesqueleto de amplificación de fuerza.

Parte III

Anexos

Anexo A

Calibración del circuito para el goniómetro

Aunque la hoja de especificaciones del circuito AD620 proporciona una fórmula para el cálculo de la ganancia en función de la resistencia R_G que se conecta, es necesario calibrar ésta debido a las tolerancias de las resistencias que hacen variar un 5 % su valor real. La fórmula es la siguiente:

$$R_G = \frac{49,4K\Omega}{G - 1}$$

El procedimiento para calibrar la etapa de ganancia del goniómetro ha sido el siguiente:

1. Recorrer todo el rango posible del goniómetro desde 180° a -180° .
2. Tomar el valor de voltaje producido tanto por el sensor, como a la salida del circuito de ganancia. Los valores tomados en la calibración se muestran en la tabla A.1.
3. Calcular la aproximación lineal que corresponde con los datos obtenidos.
4. Comparar la ganancia resultante con la teórica de la hoja de especificaciones.

El código MATLAB utilizado para el cálculo de la aproximación lineal, por mínimos cuadrados, es el siguiente, y el resultado se muestra en la figura A.1:

TABLA A.1: Datos para la calibración del circuito del goniómetro.

V_{in} [V]	V_{out} [V]	V_{in} [V]	V_{out} [V]
0.001	0.479	- 0.001	-0.313
0.002	0.901	- 0.002	-0.747
0.003	1.3	- 0.003	-1.2
0.004	1.74	- 0.004	-1.6
0.005	2.16	- 0.005	-2.01
0.006	2.58	- 0.006	-2.42
0.007	3	- 0.007	-2.85
0.008	3.43	- 0.008	-3.25
0.009	3.82	- 0.009	-3.65
0.01	4.166	-	-

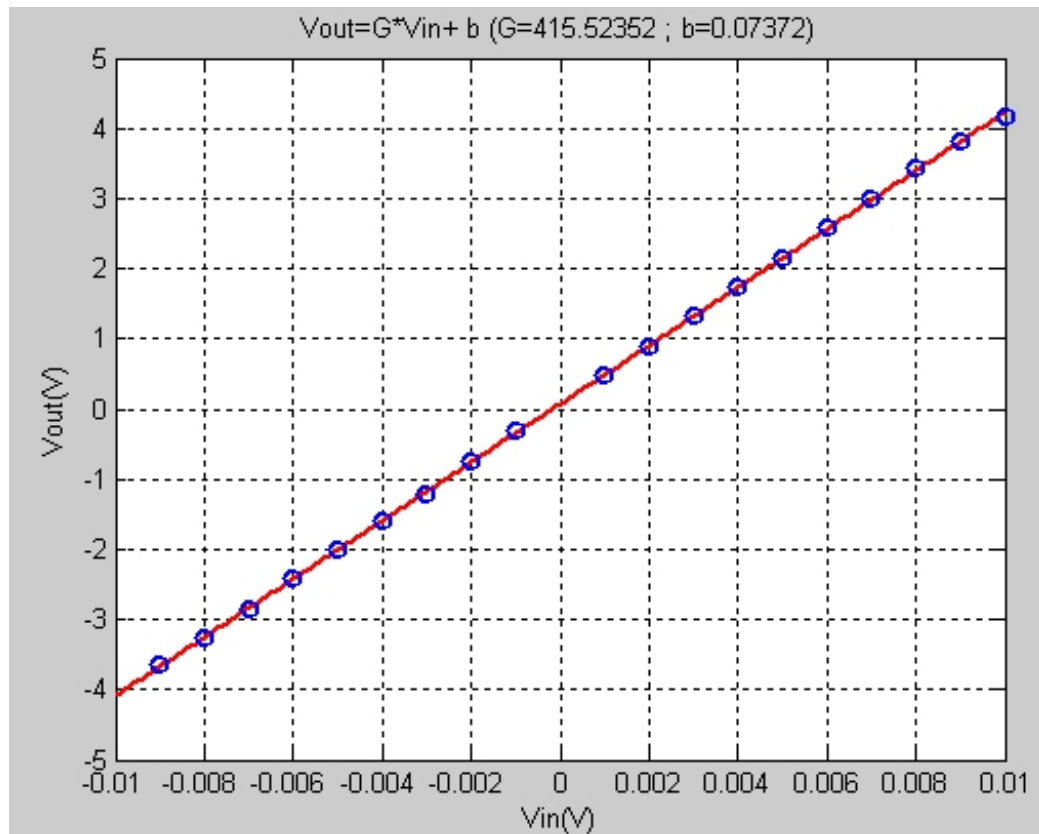


Figura A.1: Representación de los datos junto con la aproximación lineal

```

vin=[10 9 8 7 6 5 4 3 2 1 -1 -2 -3 -4 -5 -6 -7 -8 -9]*1e-3;\\
vout=[4.166 3.82 3.43 3 2.58 2.16 1.74 1.32 .901 .479 -.313 -.747 -1.2 -1.6 -2.01 -2.42 -2.85 -3.25 -3.65];\\
p = polyfit(vin,vout,1)\\
Vin=-.01:.0001:.01;\\
Vout=polyval(p,Vin);\\
plot(Vin,Vout,'r','LineWidth',2)\\
hold on\\
plot(vin,vout,'o','LineWidth',2)\\
grid on\\
str1= sprintf('Vout=G*Vin');\\
str2= sprintf('+ b (G=%.5f ; b=%.5f)',p(1),p(2));\\
title(strcat(str1,str2));\\
xlabel('Vin(V)')\\
ylabel('Vout(V)')\\
hold off;\\

```

Por último, se compara este resultado $G = 415,52$ con el rango del resultado teórico, que se obtiene sustituyendo los límites del valor de la resistencia $R_G = 120 \pm 5\%$ en la fórmula:

$$G_{min} = 391 \text{ con } R_G = 120 + 5\% = 126\Omega$$

$$G_{max} = 432,33 \text{ con } R_G = 120 - 5\% = 114\Omega$$

Se concluye este anexo viendo que el valor real está dentro de los límites teóricos.

Anexo B

Cálculo de la resolución del sistema en ángulo

Para obtener la resolución en ángulo del sistema, se parte de la función de transferencia de la medida de ángulo m y el voltaje de entrada a la tarjeta V_{out} :

$$V_{out} = G \cdot S_{gon} \cdot m \Rightarrow \Delta V_{out} = G \cdot S_{gon} \cdot \Delta m$$

Como el rango de entrada que fijamos en la configuración va de -5V a 5V y la resolución de la tarjeta son 16 bits, asumiendo que el rango de entrada se divide en 2^{16} partes iguales para la codificación binaria, la resolución en voltaje que obtenemos es la siguiente:

$$\Delta V_{out} = \frac{10}{2^{16}}$$

Sustituyendo los valores de ganancia del circuito de acondicionamiento $G = 415,52$ y la sensibilidad del sensor, dada una alimentación de 5V, $S_{gon} = 50\mu V/grado$, obtenemos una resolución en ángulo, siendo m la magnitud medida en grados:

$$\Delta m = \frac{10}{2^{16} \cdot 415,52 \cdot 50 \cdot 10^{-6}} = 0,0073grados$$

Por otro lado las especificaciones de la tarjeta de adquisición proporcionan el cambio de voltaje mínimo detectable:

AI Absolute Accuracy Table										
Nominal Range		Residual Gain Error (ppm of Reading)	Gain Tempco (ppm/°C)	Reference Tempco	Residual Offset Error (ppm of Range)	Offset Tempco (ppm of Range/°C)	INL Error (ppm of Range)	Random Noise, σ (μ Vrms)	Absolute Accuracy at Full Scale ¹ (μ V)	Sensitivity ² (μ V)
Positive Full Scale	Negative Full Scale									
10	-10	60	13	1	20	21	60	280	1,920	112.0
5	-5	70	13	1	20	21	60	140	1,010	56.0
2	-2	70	13	1	20	24	60	57	410	22.8
1	-1	80	13	1	20	27	60	32	220	12.8
0.5	-0.5	90	13	1	40	34	60	21	130	8.4
0.2	-0.2	130	13	1	80	55	60	16	74	6.4
0.1	-0.1	150	13	1	150	90	60	15	52	6.0

Figura B.1: Resolución del convertor para el rango de trabajo -5V a 5V

Con este dato obtenido de la figura B.1, la resolución del sistema es aún mejor, ya que el cálculo se hace con el valor de la tabla en vez de con el de la ecuación ΔV_{out} :

$$\Delta m = \frac{56 \cdot 10^{-6}}{415,52 \cdot 50 \cdot 10^{-6}} = 0,0027 \text{grados}$$

A la vista de la mejoría en ambas resoluciones, se puede concluir que la tarjeta de adquisición utiliza codificaciones más eficientes que la de dividir el rango de entrada en escalones equiespaciados.

Anexo C

Código LabView del filtrado adaptativo

El filtro digital se ha implementado siguiendo la fórmula utilizada en la implementación del HAL-3 [35] y [33]:

$$y[n] = \theta \cdot RMS[n] + (1 - \theta)y[n - 1]$$

siendo el parámetro $\theta = 2\pi f_c \cdot T_s$, proveniente de la siguiente aproximación $f_c \ll f_s$:

$$\theta = \frac{T_s}{\tau + T_s} = \frac{1}{\frac{\tau}{T_s} + 1} = \frac{1}{\frac{1}{2\pi \cdot f_c \cdot T_s} + 1}$$

como $f_c \ll f_s \Rightarrow f_c/f_s \ll 1 \Rightarrow [2\pi \cdot f_c \cdot T_s]^{-1} \gg 1$, por lo que despreciando el 1 frente a la fracción:

$$\theta = 2\pi f_c \cdot T_s$$

La aproximación que se asume es comprensible en nuestro caso, ya que las frecuencias de corte de los filtros están en el orden del Hz, mientras que la tasa de muestreo está en el orden del KHz.

El subVi presentado en la figura C.2 lleva a cabo esta operación, dados unos parámetros de filtrado, además del cálculo del valor RMS en función de los N valores anteriores al instante actual, según la fórmula:

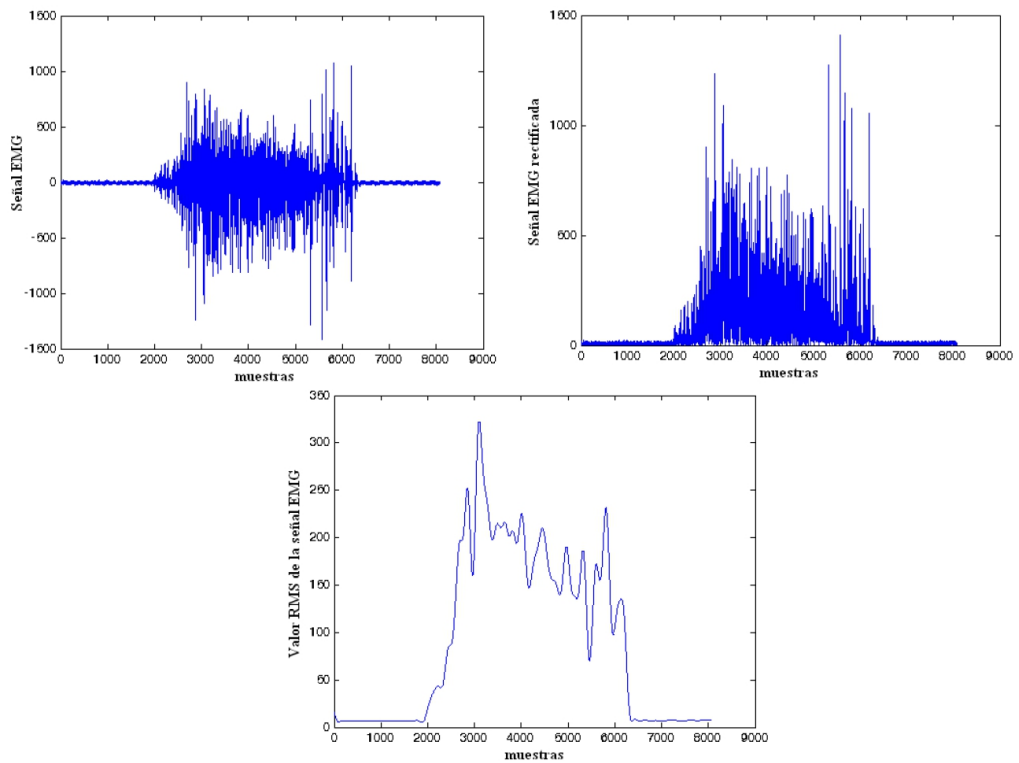


Figura C.1: Valores intermedios de cálculo de la señal EMG.

$$RMS[n] = \sqrt{\frac{1}{N} \cdot \sum_{k=n-N}^n x[k]^2}$$

Este subVi es llamado por otro subVi (figura C.3) encargado de proporcionarle los parámetros de filtrado adecuados, en función del estado en el que se encuentra la señal. Estas dos rutinas permanecen sin cambios, independientemente de si el método para el cálculo del estado es mediante comparación con histéresis o por máquina de estados. Los valores de señal calculados se muestran en la figura C.1.

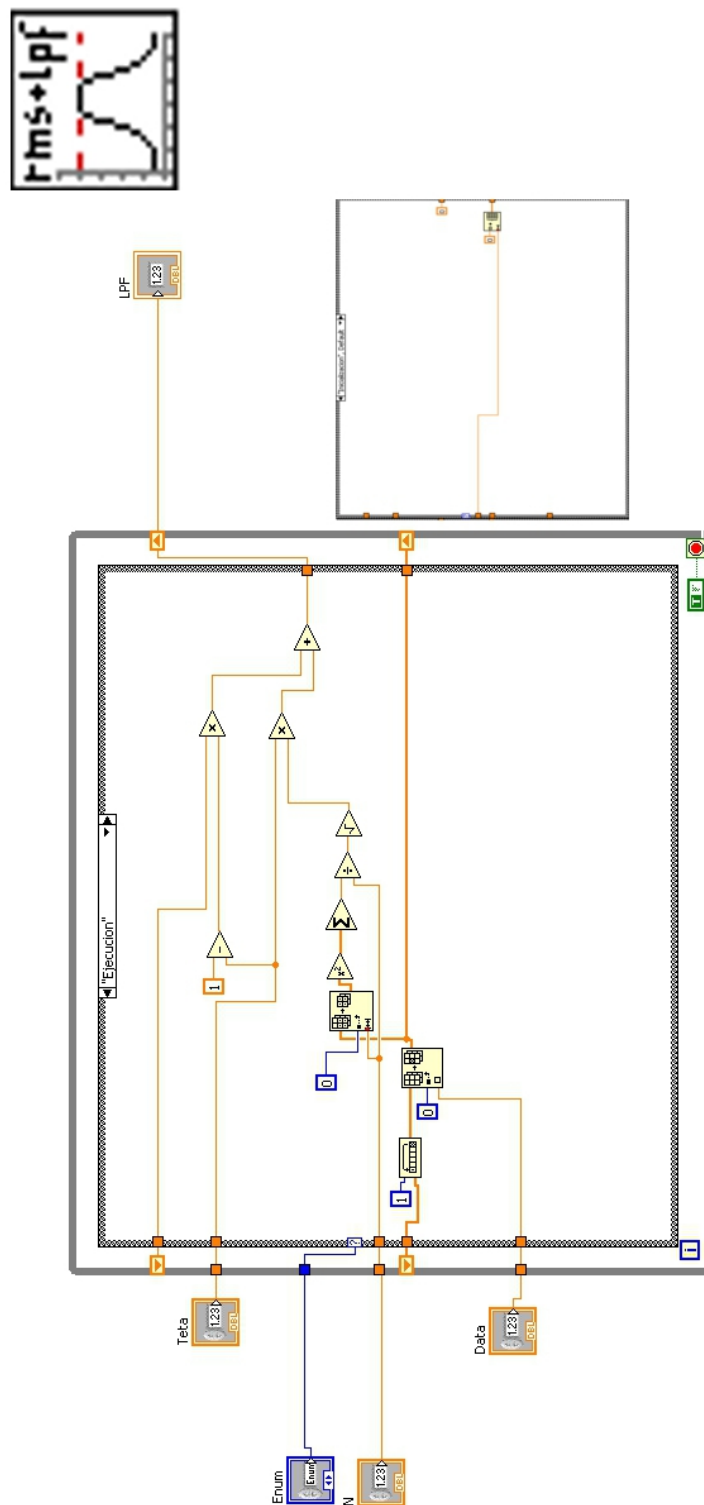


Figura C.2: SubVi que realiza el filtrado una vez determinados los parámetros.

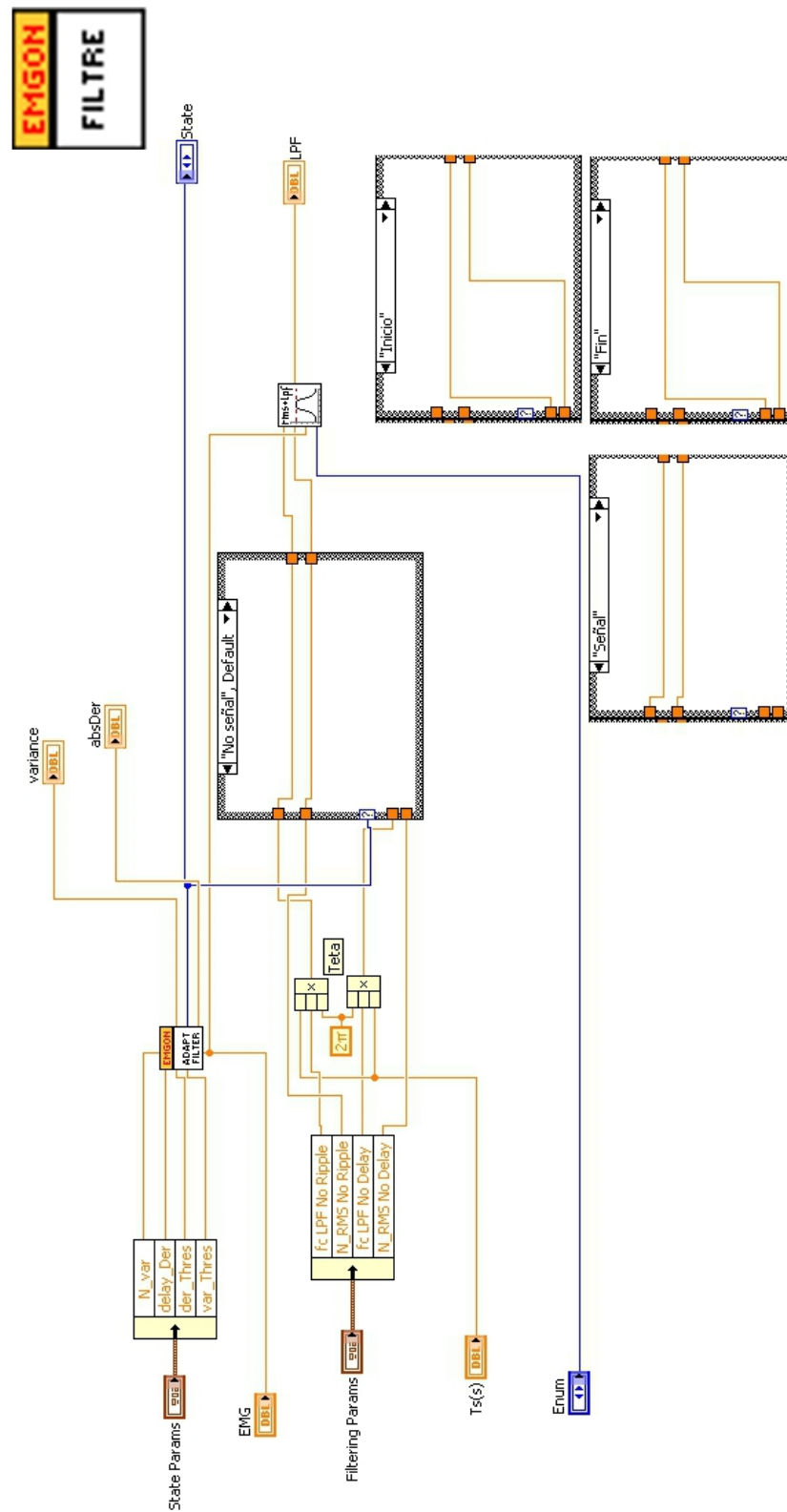


Figura C.3: SubVi encargado de escoger los parámetros de filtrado dado el estado de la señal.

Anexo D

Código LabView del comparador con histéresis

Este subVi genera el estado de la señal, que utiliza el subVi del anexo C (figura C.3). A partir de las observaciones, y siguiendo el procedimiento explicado en el capítulo 4, se calcula el estado que se asigna a la salida. En la figura D.1 se muestra el código que realiza estas operaciones. La estructura case más externa que tiene conectada una constante booleana como variable de selección, es el encargado de conmutar entre este método y el de la máquina de estados.

En el bloque “case” externo al bucle se muestra el código que se ejecuta cuando el estado es “No señal”.

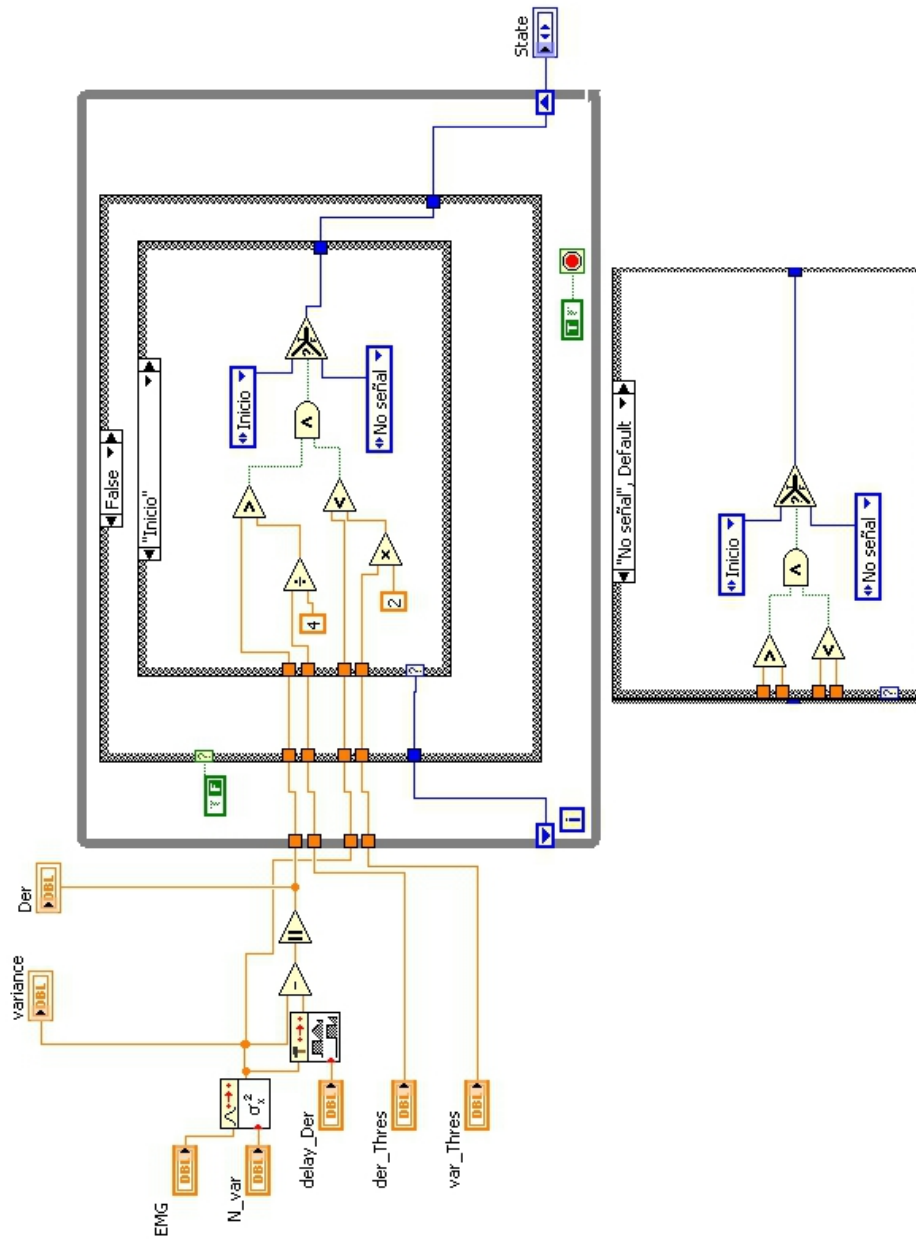


Figura D.1: SubVi que determina el estado, según el método de comparación por histéresis.

Anexo E

Código LabView de la máquina de estados

Este subVi genera el estado de la señal, que utiliza el subVi del anexo C, figura C.3. A partir de las observaciones, y siguiendo el procedimiento explicado en el capítulo 4, se calcula el estado que se asigna a la salida. En la figura E.1 se muestra el código que realiza estas operaciones. La estructura *case* más externa que tiene conectada una constante booleana como variable de selección, es el encargado de conmutar entre este método y el de la máquina de estados.

En el bloque “*case*” externo al bucle se detallan los códigos para cada uno de los casos de estado de la señal.

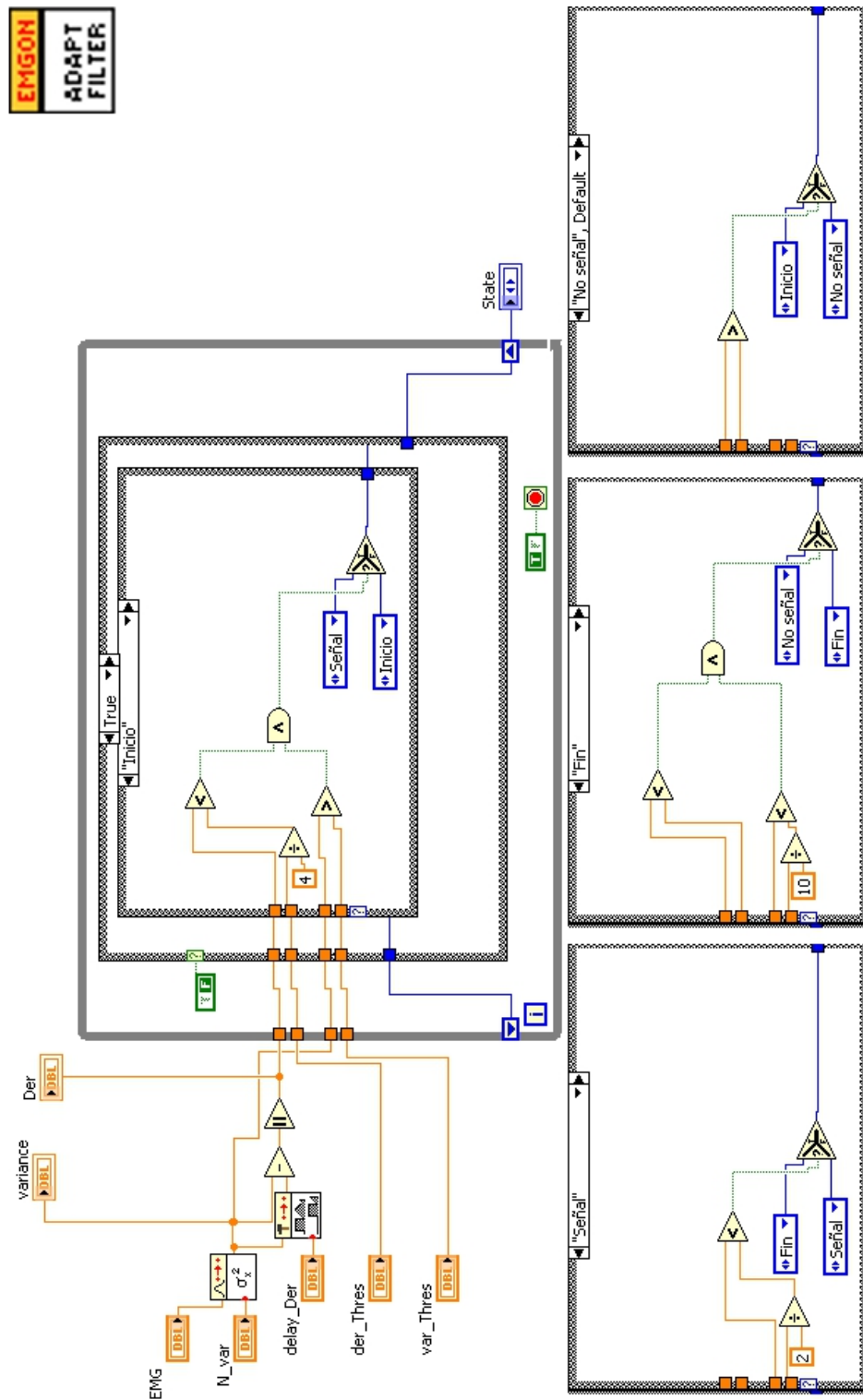


Figura E.1: SubVi que determina el estado, según el método de la máquina de estados.

Anexo F

Esquemático de conversión RS232 a RS244

Debido tanto a la longitud de los cables como al entorno ruidoso donde se realizan los experimentos, se necesita una conversión de voltajes referenciados a tierra o “*single-ended*” a tensión codificada de manera diferencial para aumentar la robustez de la transmisión de las señales, dado que en el receptor se amplifica la diferencia de voltaje y por lo tanto se elimina el ruido común en los dos cables de transmisión. Por lo que en realidad, este cambio de interfaz no es un cambio de protocolo, sino simplemente una manera de cambiar la codificación de las señales enviadas entre el robot y la plataforma PXI.

En la figura F.1 se muestra el esquemático implementado para llevar a cabo esta conversión.

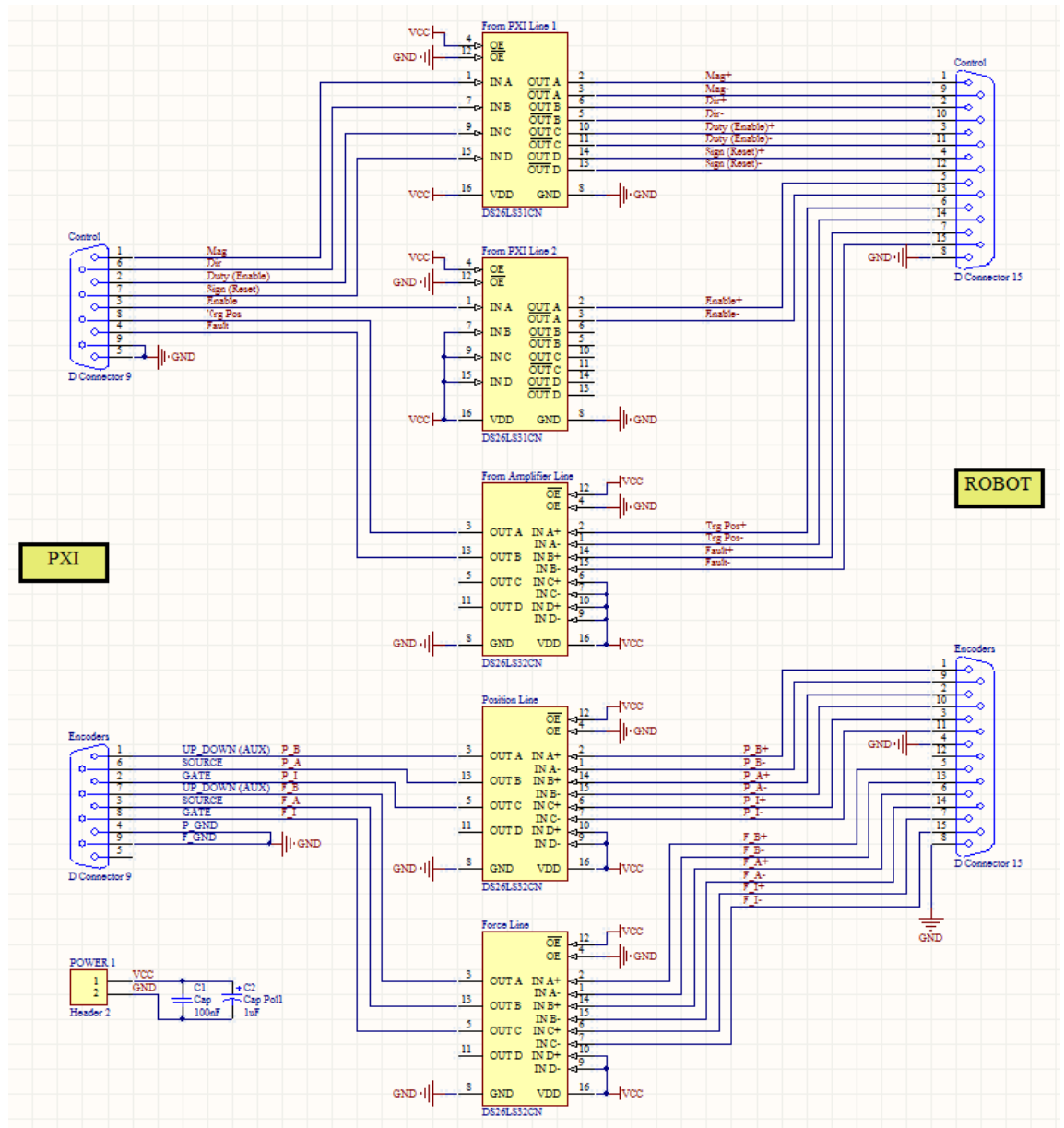


Figura F.1: Esquemático de conversión RS232 a RS244.

Anexo G

Código LabView del programa principal del experimento

Este programa refleja el flujo que debe tener el experimento, explicado en el diagrama de la figura 5.7. Precisamente en la figura G.1 se puede ver que el primer bucle es el correspondiente a la espera inicial que permite preparar el experimento. Seguidamente hay tres bucles que se corresponden con tres funcionalidades diferentes, que explicados de dentro hacia fuera:

1. Más interno: realiza la espera entre experimentos que permite cambiar de ángulo.
2. Intermedio: inicialmente se encargaba de controlar que para cada uno de los ángulos hubiera varias adquisiciones, pero más tarde dejó de usarse ya que lo que interesaba era tener muchos ángulos, por lo que la constante de “*número de iteraciones por ángulo*” quedó fijada al valor 1.
3. Más externo: controla el número de iteraciones del experimento, es decir, el número de adquisiciones totales de las que se dispondrá una vez terminado.

La constante “*número de iteraciones por experimento*” fija la duración de cada una de las adquisiciones. Es un valor que se pasa al subVi del siguiente anexo como parámetro de ejecución, al igual que el 0 que se introduce como posición de referencia para el control. Al ser encoders relativos, un valor a cero quiere decir que se mantenga la posición inicial, algo deseable dado que durante el cambio de ángulo no se capturan las señales de los encoders.

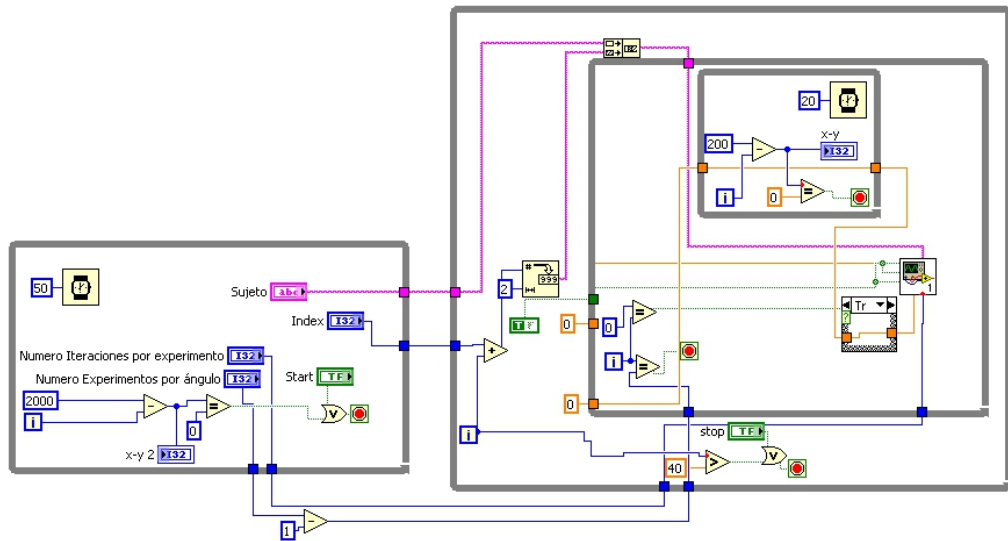


Figura G.1: Diagrama de bloques del main que controla los tiempos y repeticiones de experimentación



Figura G.2: Panel frontal del main que controla los tiempos y repeticiones de experimentación

Anexo H

Código LabView para control de posición y adquisición

Este subVI es el encargado de coordinar el experimento de modelado estático del capítulo 5, de tal manera que adquiere y realiza el tratamiento básico de las señales de interés, mientras controla la posición de las articulaciones del tobillo y la rodilla. Este valor de posición viene determinado por un valor que se pasa como parámetro de la rutina, y se corresponde con el ángulo de la articulación al inicio del experimento. Al final de la ejecución guarda todos los datos en archivos cuyos nombres dependen de la existencia de previos experimentos y del nombre del sujeto que está realizando el experimento.

En la figura H.1 se puede ver el código que ejecuta todas estas operaciones, y su correspondiente panel frontal, figura H.2. En la parte superior del diagrama de bloques, se encuentra la sección de código encargada de realizar el control de posición y medición de la fuerza que está siendo realizada en los motores, mientras que la inferior adquiere las señales provenientes de usuario, que son, señal EMG y ángulo. Utilizando los subVis que ya han sido explicados en anexos anteriores, se obtiene la amplitud de la señal EMG, y finalmente se unen todas las señales en un mismo fichero binario en formato TMDS.

Este formato TMDS ha sido el elegido para guardar los datos de los experimentos, debido a su eficiencia. Las otras opciones que ofrece LabView son formatos ASCII que ocupan mayor cantidad de memoria. Debido al gran volumen de datos con el que se trabaja, determinado, no sólo por la gran cantidad de variables capturadas, sino también por la extensa duración de

los experimentos, se ha elegido este formato binario.

El problema de este formato es que no es compatible con MATLAB, y esta herramienta ha sido utilizada durante todo el proceso de modelado, por lo que se tuvo que encontrar un código que fuera capaz de leer ficheros en formato .tdms, ya que esta capacidad no está implementada en el software de MATLAB. El código para leer estos ficheros se presenta a continuación:

```
function [ForceAnkle,LPFTib,EMGTib,Goniometer,TibState,derTib,varTib,time]=importDatosTDMS(file)

    [ConvertedData]=convertTDMS(true,file);
    ForceAnkle=ConvertedData.Data.MeasuredData(1,4).Data;
    LPFTib=ConvertedData.Data.MeasuredData(1,5).Data;
    EMGTib=ConvertedData.Data.MeasuredData(1,6).Data;
    Goniometer=ConvertedData.Data.MeasuredData(1,9).Data;
    TibState=ConvertedData.Data.MeasuredData(1,10).Data;
    derTib=ConvertedData.Data.MeasuredData(1,12).Data;
    varTib=ConvertedData.Data.MeasuredData(1,13).Data;
    time=ConvertedData.Data.MeasuredData(1,16).Data;

end
```

El código de la función `convertTDMS` es demasiado extenso como para incluirlo en esta memoria. Éste se puede encontrar en la página de MathWorks, realizando la búsqueda “*convertTDMS*”.

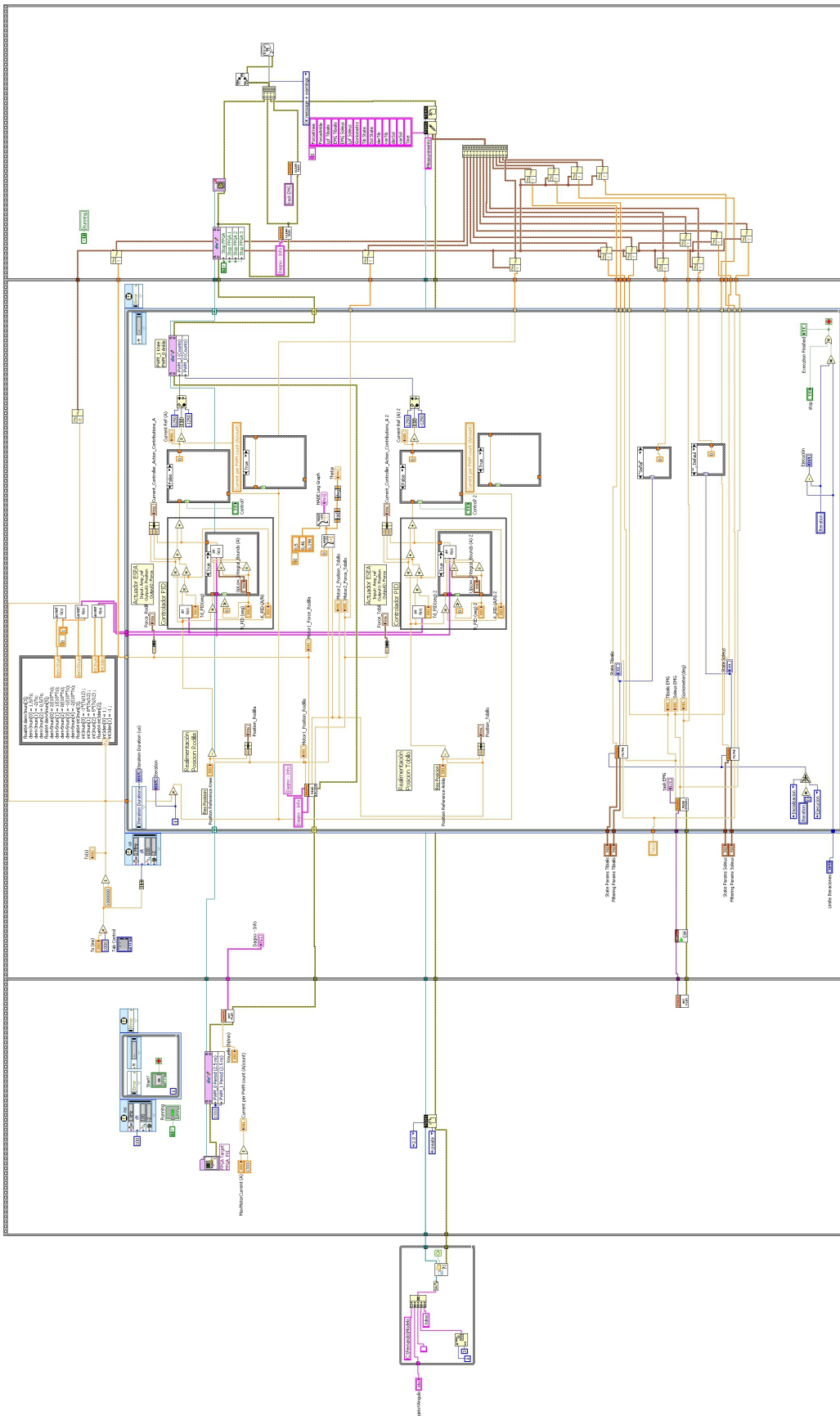


Figura H.1: Diagrama de bloques del controlador del experimento.

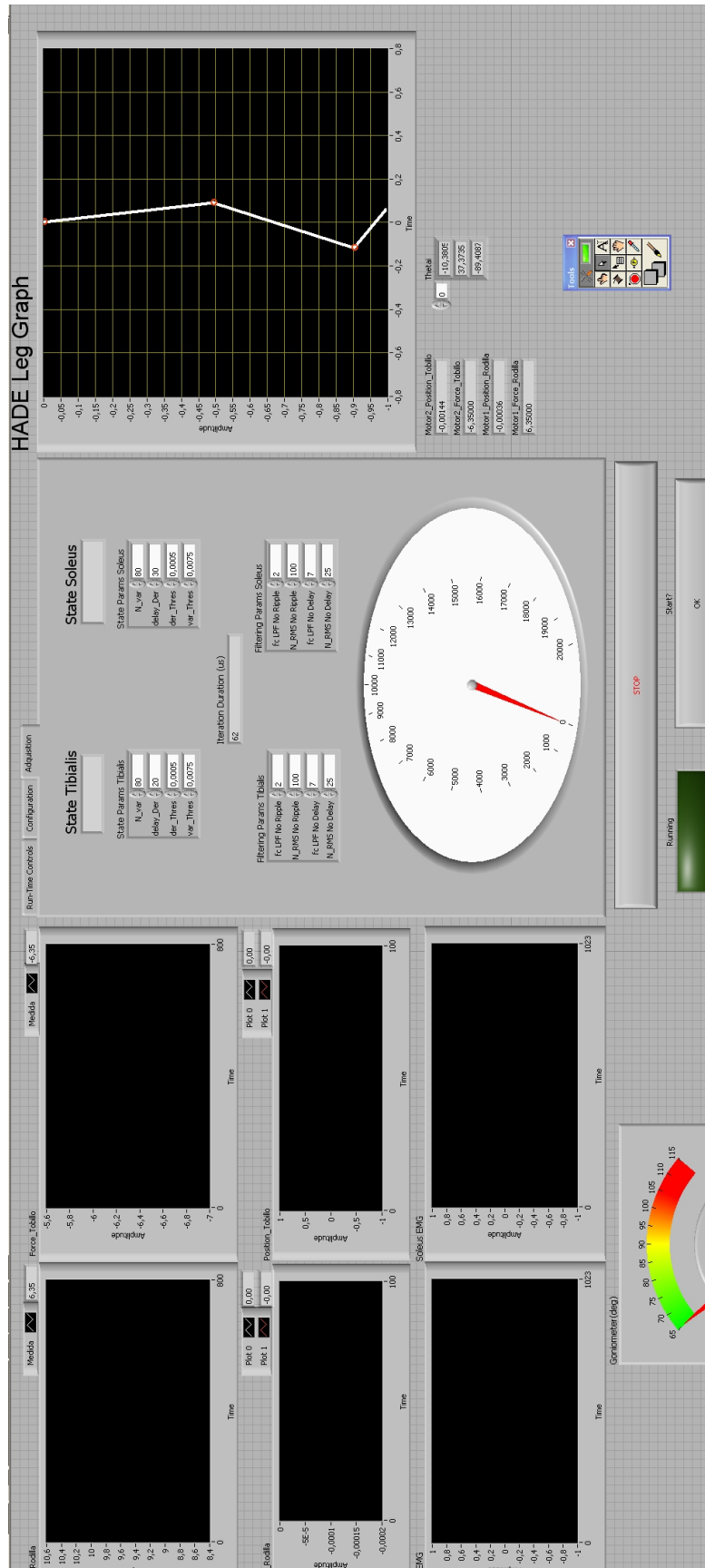


Figura H.2: Panel frontal del controlador del experimento.

Anexo I

Filtrado de Bayes para la estimación de fuerza muscular

El filtrado Bayesiano propuesto en [22], se basa en modelar la señal deseada ($P[x(t)]$) como un proceso combinado de difusión y salto, mientras que la señal EMG se modela como un proceso aleatorio ($P[emg(t)|x(t)]$) con una densidad de probabilidad exponencial de tasa determinada por la señal deseada. Como se puede ver, la estimación se hace directamente sobre la señal EMG, y esta estimación se relaciona con el par, o en nuestro caso con la fuerza, mediante una relación lineal. Vistas las suposiciones que se hacen sobre las señales, se estima la señal filtrada aplicando el teorema de Bayes como:

$$P[x(t)|emg(t)] = \frac{P[emg(t)|x(t)] \cdot P[x(t)]}{P[emg(t)]}$$

Al ser un estimador MAP, se puede eliminar $P[emg(t)]$ del proceso de optimización, sobre el cuál se dan más detalles en [22]. El código que se muestra en este anexo es una adaptación del propocionado en el artículo. Además de la estimación se incluye una etapa de escalado, ya que el estimador al ser una probabilidad es menor que uno. Se aplica una transformación lineal a la estimación y se muestran los resultados, como se puede ver en la figura I.1.

A la vista de los resultados, una de las primeras razones por las cuales se desestima este tipo de filtrado es porque no cumple los criterios establecidos de retardo y rizado. A pesar de que ambos criterios no se vean satisfechos, el efecto del rizado es más severo ya que se producen escalones en la estimación,

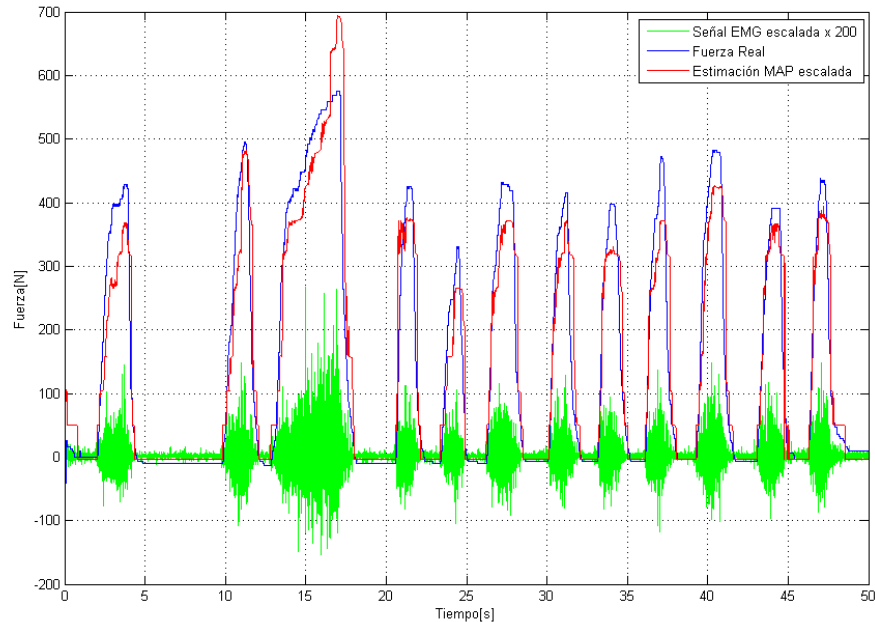


Figura I.1: Resultado de aplicar el filtrado de Bayes.

como se puede ver en la figura I.2, que son apropiados para las aplicaciones en las que se pretende calcular si el estado del músculo es activo o inactivo, como el caso de [34]. Otras de las desventajas que tiene, es que al ser un filtrado estadístico, la cantidad de muestras necesarias para realizar una buena estimación influye negativamente en el retardo que sufre.

El código de este filtrado es el que se da a continuación:

```
[ForceAnkle,LPFTib,EMGTib,Goniometer,TibState,derTib,varTib,time]=importDatosTDMS('ModeloFernando 3_ 0.tdms');

%set parameters
samplerate = 400; %samples per second
noutputs = 150; %output quantization levels
ratemax = 2; %rectified EMG is normalized to max value of 1
inscale = 1; %arbitrary input scaling
alpha = 0.0001 / samplerate; %sets diffusion rate
beta = 1e-10 / (noutputs * samplerate); %sets probability of sudden jumps

%load the data
v = load('EMGdata.txt'); %datafile has 3 columns: torque, bicepsEMG, tricepsEMG
biceps = EMGTib;
triceps = v(3,:);
torque = ForceAnkle;
```

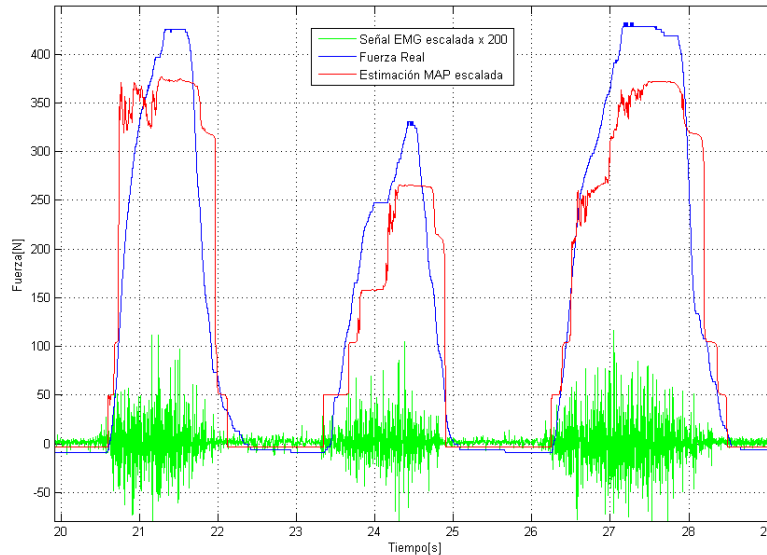


Figura I.2: Detalle de la figura I.1.

```

%calculate rectified EMG after removing the mean, and normalize
%here, we use only biceps and thus cannot approximate extensor torque
emg = abs(biceps - mean(biceps));           %essential to remove the mean before rectifying
%emg = inscale * ratemax * emg / max(emg);   %input prescaling to use full output range
%emg(emg>ratemax) = ratemax;                 %make sure we don't go over

%initialize variables
% x is the latent variable (the driving rate)
% MAP is the output estimate
x = linspace(ratemax/noutputs, ratemax, noutputs)'; %don't start with zero because requires n=0 exactly to match
MAP = zeros(length(emg),1);                       %store the bayes estimates
g = [(alpha/2) (1 - alpha) (alpha/2)];           %approximate spatial second derivative operator

%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%
%
% Following is the main section of the algorithm; steps are numbered as in the text
%
%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%%

%1. Initialize p(x,0) = 1;
prior = ones(noutputs,1) / noutputs;             %start with uniform prior

for t=1:length(emg) %iterate for each sample of EMG

    %2. Forward propagate p(x,t)
    %    ?p(x=?,t-1)+(1-2?)p(x,t-1)+?p(x+?,t-1)+?(1-?)p(x,t-1);
    prior = filtfilt(g, 1, prior);               %drift term by convolving with second derivative operator
    prior = beta + (1-beta) * prior;             %sets probability of a sudden jump

    %3. Measure the rectified emg;
    emgval = emg(t);                             %if this were online, would read a new sample here

```

```

%4. Calculate the posterior likelihood function
%      P(x,t) ∝ P(emg|x)p(x,t-);
measurement_model = exp(-emgval./x) ./ x; %exponential model for P(emg|x)
posterior = measurement_model .* prior; %calculate posterior density using Bayes rule

%5. Output the signal estimate MAP(x(t)) = argmax P(x,t);
pp = min(find(posterior == max(posterior))); %find the maximum of the posterior density
if (pp > 1 && pp < length(posterior)), %interpolate to find the zero
    dL = posterior(pp-1) - posterior(pp);
    dR = posterior(pp) - posterior(pp+1);
    PeakIndex = (pp - .5 - (dL / (dR - dL))); %index runs from 1 to noutputs
else
    PeakIndex = pp; %if maximum occurs at an endpoint do not interpolate
end
MAP(t) = (ratemax / (noutputs-1)) * PeakIndex; %convert index of peak value to scaled EMG value

%6. Divide p(x,t) by a constant C so that ∫ p(x,t) dx = 1;
posterior = posterior / sum(posterior); %normalize the density

%7. Repeat from step 2;
prior = posterior; %prior for next iteration is posterior from this iteration
end

%show results
figure(1)
title('Using POLYFIT')
plot(time,200*biceps,'g')
plot(time,200*biceps,'g')
hold on
plot(time,-torque);
p=polyfit(MAP,torque,1);
MAPt=p(1)*MAP+p(2);
plot(time,-MAPt,'r');
legend('Señal EMG escalada x 200','Fuerza Real','Estimación MAP escalada')
grid on
xlabel('Tiempo[s]')
ylabel('Fuerza[N]')
hold off

%show results
figure(3)
title('Model')
plot(LPFTib,-ForceAnkle,'x');
xlabel('Sn (RMS+LPF EMG)');
ylabel('Force (N)');
grid on

```


Anexo J

Script MATLAB para el modelado Fuerza-EMG

Para realizar el post-procesado de las observaciones adquiridas durante el experimento de fuerza isométrica, se utiliza un script de MATLAB que se presenta en este anexo. Las distintas partes que lo conforman siguen un proceso de presentación, selección y tratado, que se puede dividir en las siguientes fases:

1. Cálculo del número de ficheros en el directorio, para la automatización de la generación de resultados, independientemente del experimento que se analice.
2. Dentro ya del bucle principal, se genera el nombre del fichero que se lee en la iteración actual y se extraen los datos a analizar.
3. Se realiza un primer análisis supervisado que consiste en representar tanto el ángulo como las observaciones fuerza frente a activación muscular, para determinar si dicha adquisición es aceptable con respecto a la varianza de las observaciones.
4. A partir de aquí se supone que se ha seleccionado la adquisición. Lo primero que se hace es eliminar las 100 primeras muestras para eliminar transitorios derivados de la inicialización de las ventanas a todo ceros.
5. Se pide al usuario supervisor que introduzca el valor del ángulo para el cuál se realiza la fuerza isométrica. Este valor se corresponde con el máximo alcanzado, y es deseable que este máximo no varíe durante toda la adquisición.

6. Se representa tanto el histograma de las observaciones como una gráfica de las muestras para que el usuario pueda eliminar las zonas de concentración alta.
7. Se pausa el programa hasta que el usuario elimine las muestras y se refleja esta acción en los vectores de muestras.
8. Se obtienen los parámetros del modelo exponencial (A_n , S_{max} , f_{max} y d) y se guardan en otro vector de parámetros. Se interpola la curva del modelo correspondiente a la adquisición actual.
9. Se muestran por pantalla todas las magnitudes de interés en función de los ángulos isométricos (modelos, curva de fuerza isométrica, superficie generada por los modelos y sus curvas de nivel y, por último, la evolución de los parámetros de los modelos frente al ángulo).

El código de este script se muestra a continuación:

```
function [params,Teta,ForceAnkleArray,LPFTibArray,EMGTibArray,GoniometerArray,TibStateArray,
derTibArray,varTibArray,timeArray]=leerExperimentos(sujeto)

% Tamaño de letra para las gráficas
letra=14;

% Cálculo del número de ficheros en el directorio
for i=0:10

    fich=['Modelo' sujeto ' ' num2str(i) '_ 0.tdms'];
    if(~exist(fich,'file'))
        maxA=i-1;
        break;
    end
end

j=0;
i=0;
k=1;

% Bucle principal
while i<=maxA

    % Se genera el nombre del fichero que se lee en la iteración actual y
    % se extraen los datos a analizar
    fich=['Modelo' sujeto ' ' num2str(i) '_ ' num2str(j) '.tdms'];
    clear [ForceAnkle,LPFTib,EMGTib,Goniometer,TibState,derTib,varTib,time]
    [ForceAnkle,LPFTib,EMGTib,Goniometer,TibState,derTib,varTib,time]=importDatosTDMS(fich);

    % Primer análisis supervisado
    figure(1)
    plot(LPFTib,-ForceAnkle,'x')
    xlabel('Amplitud EMG[Vrms]','FontSize', letra)
```

```

ylabel('Fuerza[N]','FontSize', letra)
title('Observaciones del experimento','FontSize', letra)
grid on

figure(2)
plot(time,Goniometer)
xlabel('Tiempo[s]','FontSize', letra)
ylabel('Ángulo del goniómetro[°]','FontSize', letra)
title('Evolución temporal del ángulo a lo largo del experimento','FontSize', letra)
grid on
%title(fich)
%pause

% Se actualiza el nombre del fichero que se lee
aux=['Modelo' sujeto ' ' num2str(i) '_' ' ' num2str(j+1) '.tdms'];
i=i+1;

if(i==maxA+1 && exist(aux,'file'))
    j=j+1;
    i=0;
end

end

resp=input(';Observaciones válidas?(s/n)','s');
if resp=='s'

    % La adquisición es aceptable
    % Eliminación de transitorios
    ForceAnkleArray(:,k)=-ForceAnkle(101:end);
    LPFTibArray(:,k)=LPFTib(101:end);
    EMGTibArray(:,k)=EMGTib(101:end);
    GoniometerArray(:,k)=Goniometer(101:end);
    TibStateArray(:,k)=TibState(101:end);
    derTibArray(:,k)=derTib(101:end);
    varTibArray(:,k)=varTib(101:end);
    timeArray(:,k)=time(101:end);

    % Se pide al usuario que introduzca el valor del ángulo
    % para el cuál se realiza la fuerza isométrica
    Teta(k)=str2num(input(';Ángulo teta isométrico?', 's'));

    for m=1:k-1

        % En caso de que el ángulo ya exista, se cambia ligeramente
        % para no tener dos repetidos
        if Teta(k)==Teta(m)

            Teta(m)=Teta(k)+random('Normal',0,1,1,1);

        end

    end

end

%fitNoLineal(LPFTibArray(:,k),ForceAnkleArray(:,k));
%pause
Fn=ForceAnkleArray(:,k);
Sn=LPFTibArray(:,k);

% Se representa tanto el histograma de las observaciones como una
% gráfica de las muestras para que el usuario pueda eliminar las
% zonas de concentración alta.

```

```

figure(4)
%contour(X,Y,pdfz1)
hist3([Fn Sn], [50 50]);
xlabel('Fuerza[N]','FontSize', letra)
ylabel('Amplitud EMG[Vrms]','FontSize', letra)
title('Histograma de las observaciones del experimento','FontSize', letra)
grid on

figure(3)
plot(Sn,Fn,'x')
xlabel('Amplitud EMG[Vrms]','FontSize', letra)
ylabel('Fuerza[N]','FontSize', letra)
title('Observaciones válidas del experimento','FontSize', letra)
grid on
%pause

% Se pausa el programa hasta que el usuario elimine las muestras
% y se toman las restantes en la gráfica.

alllines = findobj('Type','line');
nlines = length(alllines);
thepoints = cell(nlines,2);
for K = 1:nlines
    thepoints{K,1} = get(alllines(K),'XData');
    thepoints{K,2} = get(alllines(K),'YData');
end

Sn1=thepoints{1,1};
Fn1=thepoints{1,2};

% Se obtienen los parámetros del modelo exponencial

figure(5)
param=createFit(Sn1,Fn1);
params(1,k)=param.An;
params(2,k)=param.smax;
params(3,k)=param.fmax;
params(4,k)=param.d;
k=k+1;

end

end

Sn1=0:0.005:0.5;

% Se interpola la curva del modelo correspondiente a la adquisiciones
% válidas.
for l=1:length(params)

    p=params(:,l);
    S(:,l)=Sn1';
    modeloArray(:,l)=((exp(p(1)*(Sn1)/p(2))-1)/(exp(p(1))-1))...
        *p(3)+p(4);

end

% Se muestran por pantalla todas las magnitudes de interés en función
% de los ángulos isométricos (modelos, curva de fuerza isométrica,
% superficie generada por los modelos y sus curvas de nivel y, por último,
% la evolución de los parámetros de los modelos frente al ángulo).

```

```

figure(6)
plot3(S,Teta,modeloArray,'x');
xlabel('Amplitud EMG[Vrms]','FontSize', letra)
ylabel('Ángulo del goniómetro[°]','FontSize', letra)
zlabel('Fuerza[N]','FontSize', letra)
title('Modelos resultantes para distintos ángulos medidos','FontSize', letra)
grid on

figure(7)
Fmax=modeloArray(length(S),:);
poli=polyfit(Teta,Fmax,4);
TetaAux=min(Teta):1/100:max(Teta);
FmaxAux=polyval(poli,TetaAux);
% Ángulo de la articulación es complementario al medido por el
% goniómetro en el tobillo.
TetaAux=180-TetaAux;
plot(TetaAux,FmaxAux)
xlabel('Ángulo de la articulación[°]','FontSize', letra)
ylabel('Fuerza máxima del modelo[N]','FontSize', letra)
title('Curva de fuerza isométrica','FontSize', letra)
grid on

figure(8)
[A B]=sort(Teta);
modeloArrayAux(:,1:length(Teta))=modeloArray(:,B);
surfc(A,Sn1,modeloArrayAux)
xlabel('Ángulo del goniómetro[°]','FontSize', letra)
ylabel('Amplitud EMG[Vrms]','FontSize', letra)
zlabel('Fuerza[N]','FontSize', letra)
title('Superficie para los modelos resultantes','FontSize', letra)
grid on

figure(9)
contour(A,Sn1,modeloArrayAux)
ylabel('Amplitud EMG[Vrms]','FontSize', letra)
xlabel('Ángulo del goniómetro[°]','FontSize', letra)
title('Curva de nivel de la superficie','FontSize', letra)
grid on

figure(10)
[A B]=sort(Teta);
paramsAux(:,1:length(Teta))=params(:,B);
A=180-A;

subplot(2,2,1)
poli=polyfit(A,paramsAux(1,:),5);
AnAux=polyval(poli,TetaAux);
TetaAux=min(A):1/100:max(A);
plot(A,paramsAux(1,:), 'x')
hold on
plot(TetaAux,AnAux)
xlabel('Ángulo de articulación[°]','FontSize', letra)
ylabel('Parámetro An','FontSize', letra)
title('Progresión del parámetro An para distintos ángulos','FontSize', letra)
grid on
hold off

subplot(2,2,2)
poli=polyfit(A,paramsAux(4,:),4);
dAux=polyval(poli,TetaAux);
plot(A,paramsAux(4,:), 'x')

```

```
hold on
plot(TetaAux,dAux)
xlabel('Ángulo de articulación[°]','FontSize', letra)
ylabel('Parámetro d','FontSize', letra)
title('Progresión del parámetro d para distintos ángulos','FontSize', letra)
grid on
hold off

subplot(2,2,3)
poli=polyfit(A,paramsAux(2,:),0);
SmaxAux=polyval(poli,TetaAux);
plot(A,paramsAux(2:),'x')
hold on
plot(TetaAux,SmaxAux)
xlabel('Ángulo de articulación[°]','FontSize', letra)
ylabel('Parámetro Smax','FontSize', letra)
title('Progresión del parámetro Smax para distintos ángulos','FontSize', letra)
grid on
hold off

subplot(2,2,4)
poli=polyfit(A,paramsAux(3,:),4);
FmaxAux=polyval(poli,TetaAux);
plot(A,paramsAux(3:),'x')
hold on
plot(TetaAux,FmaxAux)
xlabel('Ángulo de articulación[°]','FontSize', letra)
ylabel('Parámetro fmax','FontSize', letra)
title('Progresión del parámetro fmax para distintos ángulos','FontSize', letra)
grid on
hold off

save resultadosExperimento.mat

end
```

Anexo K

Script MATLAB para la estimación de fuerza

Este script se encarga de validar la estimación de fuerza, siguiendo el esquema de modelado explicado en el capítulo 6. A partir de los coeficientes que modelan la dependencia de los parámetros de la función exponencial con el ángulo de la articulación, se obtienen las variables (A_n , d , S_{max} , f_{max}) que permiten obtener un modelo exponencial diferente para cada instante en función del ángulo del tobillo. La fuerza que se calcula con esta función exponencial es la que se compara con la fuerza isométrica medida en los experimentos del capítulo 5.

Como se pudo comprobar en el capítulo 4, la señal proveniente del goniómetro tiene un rizado acentuado. Este rizado se transmite a la elección de los parámetros, resultando en una estimación de la fuerza muy ruidosa. Es por ello que en este script se implementa un filtrado software que elimine parcialmente estas variaciones, y por lo tanto se obtenga una fuerza estimada más acertada. Los resultados de este filtrado se pueden ver en el capítulo 6.

```
clear all
close all

pAn=1.0e+007 * [0.000000000297170  -0.000000120216857  0.000019436386858...
-0.001569872243886  0.063344698993817  -1.021509163891346];
pd=1.0e+007 * [0.000000031885197  -0.000010326134316  0.001252516920344...
-0.067437314906695  1.359830760913602];
pSmax=1.712539758681564;
pFmax=1.0e+006 * [0.000000145396520  -0.000047206349726  0.005733696136342...
-0.308749866015405  6.219073518758755];
```

```

letra=16;
sujeto='Fernando';

for i=0:50
    if i<=9
        fich=['Modelo' sujeto ' ' num2str(i) '_ 0.tdms'];
    else
        fich=['Modelo' sujeto num2str(i) '_ 0.tdms'];
    end

    if(~exist(fich,'file'))
        maxA=i-1;
        break;
    end
end

j=0;i=0;k=1;

while i<=maxA

    if i<=9
        fich=['Modelo' sujeto ' ' num2str(i) '_ ' num2str(j) '.tdms'];
    else
        fich=['Modelo' sujeto num2str(i) '_ ' num2str(j) '.tdms'];
    end

    clear [ForceAnkle,LPFTib,EMGTib,Goniometer,TibState,derTib,varTib,time]
    [ForceAnkle,LPFTib,EMGTib,Goniometer,TibState,derTib,varTib,time]=importDatosTDMS(fich);

    ForceAnkle=-ForceAnkle(101:end);
    LPFTib=LPFTib(101:end);
    EMGTib=EMGTib(101:end);
    Goniometer=180-Goniometer(101:end);
    TibState=TibState(101:end);
    derTib=derTib(101:end);
    varTib=varTib(101:end);
    time=time(101:end);

    %Goniometer=filtroGoniometro(Goniometer);
    An=polyval(pAn,Goniometer);
    d=polyval(pd,Goniometer);
    fmax=polyval(pFmax,Goniometer);
    smax=polyval(pSmax,Goniometer);

    fEstimada=((exp(An.*LPFTib./smax)-1)./(exp(An)-1)).*fmax+d;
    plot(time,fEstimada,time,ForceAnkle)
    axis([0 max(time) min(ForceAnkle)-100 max(ForceAnkle)+300])
    grid on
    xlabel('Tiempo[s]','FontSize', letra)
    ylabel('Fuerza[N]','FontSize', letra)
    title('Estimación de la fuerza isométrica','FontSize', letra)
    legend('Fuerza estimada','Fuerza medida')
    pause

    aux=['Modelo' sujeto ' ' num2str(i) '_ ' num2str(j+1) '.tdms'];
    i=i+1;
    if(i==maxA+1 && exist(aux,'file'))
        j=j+1;
        i=0;
    end
end
end

```



```
function [teta]=filtroGoniometro(gon)

fc = 5; % Frecuencia de corte (Hz)
fs = 400; % Tasa de muestreo (Hz)
order = 5; % Filter order
[B,A] = butter(order,2*fc/fs);

    teta = filter(B,A,gon);
end
```


Anexo L

Código LabView para la estimación de fuerza

Una vez que probada la validez de la estimación de fuerza, se implementa el mismo tipo código MATLAB en LabView de tal manera que se pueda ejecutar en tiempo real en la plataforma PXI. Integrando el código de la figura L.1, junto con las rutinas de control de la pata HADE y los programas de adquisición y tratamiento explicados en anexos anteriores, se consigue comandar señales de fuerza obtenidas a partir de los modelos desarrollados, para comprobar el comportamiento obtenido en un escenario parecido a lo que sería un exoesqueleto.

Bibliografía

- [1] Actuador SEA de Yobotics. Website, 2011. <http://yobotics.com/actuators/specifications/specifications.htm>.
- [2] Argo medical technologies ltd. Website, 2011. <http://www.argomedtec.com>.
- [3] Cameramouse. Website, 2011. <http://cameramouse.org/>.
- [4] Empresa Hocoma– Lokomat. Website, 2011. <http://www.hocoma.com/en/products/lokomat/>.
- [5] Empresa XIO. Website, 2011. <http://www.forcetekusa.com>.
- [6] Experimento fase i. Website, 2011. <http://www.youtube.com/watch?v=qtxnDLByXLE>.
- [7] Experimento fase ii. Website, 2011. <http://www.youtube.com/watch?v=N0zOE8bYVUY>.
- [8] Experimento final - control en fuerza de la plataforma hade basado en comandos emg. Website, 2011. <http://www.youtube.com/watch?v=gyr9j6GcyAY>.
- [9] Lifenet health. bio-implants division. Website, 2011. <http://www.accesslifenethealth.org/>.
- [10] LundBeck Institute – Stroke Epidemiology. Website, 2011. http://www.brainexplorer.org/stroke/Stroke_Epidemiology.
- [11] Proyecto HADE. Website, 2011. <http://www.iai.csic.es/users/egarcia/hade.html> ; para ver el video es mejor: segundo botón ⇒ *“Guardar enlace como...”*.

- [12] Rehab and Mobility Exoskeletons– e-Legs. Website, 2011. <http://berkeleybionics.com/exoskeletons-rehab-mobility/>.
- [13] REX Bionics – REX Exoskeleton. Website, 2011. <http://www.rexbionics.com/What-is-Rex.aspx>.
- [14] Sky Jumpers supplier. Website, 2011. <http://www.xtremeskyjumpers.co.za/default.htm>.
- [15] M. R. Ahsan, M. I. Ibrahimy, and O. O. Khalifa. Emg signal classification for human computer interaction: A review. *European Journal of Scientific Research*, 33(3):480–501, 2009.
- [16] J. C. Arevalo. Desarrollo de un sistema de control de impedancia para un actuador elástico en serie utilizando señales electromiográficas como referencia de fuerza. Technical report, Universidad Simón Bolívar, Noviembre 2009.
- [17] Y. Bar-Cohen and C. Breazeal. *Biological Inspired Intelligent Robots*, volume PM122. SPIE, 2003.
- [18] R. Barea, L. Boquete, M. Mazo, E. López, and L. Bergasa. EOG guidance of a wheelchair using neural networks. Technical report, Electronics Department. University of Alcalá de Henares, 2000.
- [19] A. Chu, H. Kazerooni, and A. Zoss. On the biomimetic design of the berkley lower extremity exoskeleton. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, April 2005.
- [20] M. A. Chávez Cardona, F. Rodríguez Spitia, and A. Baradica López. Exoesqueletos para potenciar las capacidades humanas y apoyar la rehabilitación. *Revista de Ingeniería Biomédica*, 4(7):63–73, Enero–Julio 2010.
- [21] S. Conforto. The role of the sEMG signal processing in the field of the human movement analysis. *IFMBE*, 25:523–526, 2009.
- [22] T. D. Sanger. Bayesian filtering of myoelectric signals. *Journal of Neurophysiology*, 97:1839–1845, December 2007.
- [23] J. Decety. Do imagined and executed actions share the same neural substrate? *Cognitive Brain Research*, 3:87–93, 1996.

- [24] L. DG and B. TF. An EMG-driven musculoskeletal model to estimate muscle forces and knee joint moments in vivo. *J. Biomech.*, (36):765–776, 2003.
- [25] F. E. Zajac. Muscle and tendon: Properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 17, 1989.
- [26] R. Ekkelenkamp, J. Veneman, and H. van der Kooij. LOPES: Selective control of gait functions during the gait rehabilitation of CVA patients. *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics*, July 2005.
- [27] C. Feischer and G. Hommel. A human-exoskeleton interface utilizing electromyography. *IEEE Transactions on Robotics*, 24(4), August 2008.
- [28] C. Feischer, A. Wege, K. Kondak, and G. Hommel. Application of EMG signals for controlling exoskeletons robots. *Biomed Tech.*, (51):314–319, 2006.
- [29] C. Fleischer. *Controlling Exoskeletons with EMG signals and a Biomedical Body Model*. PhD thesis, Technische Universität Berlin, July 2007.
- [30] E. García, D. Sanz-Merodio, F. Sánchez, J. Arevalo, and P. Gonzalez-de Santos. Development of the ATLAS lower-limb active orthosis. *CLAWAR*, September 2011.
- [31] M. Jonsson. Brainball. Website, 1999. <http://smart.tii.se/smart/projects/brainball>.
- [32] F. Karray, M. Alemzadeh, J. Abou Saleh, and M. Nours Arab. Human-computer interaction: Overview on state of the art. *International Journal on Smart Sensing and Intelligent Systems*, 1(1), March 2008.
- [33] H. Kawamoto, S. Lee, S. Kanbe, and Y. Sankai. Power assist method for HAL-3 using EMG-based feedback controller. *Sankai Lab, Institute of Eng. Mech. and Systems. University of Tsukuba*, 2003.
- [34] P. Krishnaswamy, E. N. Brown, and H. M. Herr. Human Leg Model Predicts Ankle Muscle-Tendon Morphology, State, Roles and Energetics in Walking. *PLOS Computational Biology*, 7, March 2011.
- [35] S. Lee and Y. Sankai. Power assist control for walking aid with HAL-3 based on EMG and impedance adjustment around knee joint. *Inf.*

- Conference on Intelligent Robots and Systems. IEEE*, pages 1499–1504, October 2002.
- [36] C. Mandel, T. Lüth, T. Laue, T. Röfer, A. Gräser, and B. Krieg-Brückner. Navigating a smart wheelchair with a brain–computer interface interpreting steady–state visual evoked potentials. *IEEE Intelligent Robots and Systems*, pages 11–15, October 2009.
- [37] A. M. Dollar and H. Herr. Lower extremity exoskeletons and active orthosis: Challenges and state–of–the–art. *IEEE Transactions on Robotics*, 24(1):144–158, February 2008.
- [38] J. Nikitczuk, B. Weinberg, P. K. Canavan, and C. Mavroidis. Active knee rehabilitation orthotic device with variable damping characteristics implemented via an electrorheological fluid. *IEEE Asme Transactions on Mechatronics*, 15(6), December 2010.
- [39] H. Pasantes. De neuronas, emociones y motivaciones. Libro Online, 2011. <http://bibliotecadigital.ilce.edu.mx/sites/ciencia/volumen3/ciencia3/158/html/neuronas.html>.
- [40] B. Reuderik. Games and brain–computer interfaces: The state of the art. Technical report, University of Twente, September 2008.
- [41] J. Rosen, M. Brand, M. B. Fuchs, and M. Arcan. A myosignal–based powered exoskeleton system. *IEEE Transaction on Systems, Man, and Cybernetics*, 31(3), May 2001.
- [42] R. Shadmehr and S. P. Wise. *Computational Neurobiology of Reaching and Pointing: A Foundation for Motor Learning*. MIT Press, 2005.
- [43] R. Steger, S. H. Kim, and H. Kazerooni. Control scheme and networked control architecture for the berkley lower extremity exoskeleton. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, May 2006.
- [44] A. Valiente. *Design of a Quasi–Passive Parallel Leg Exoskeleton to Augmented Load Carrying for Walking*. PhD thesis, Massachusetts Institute of Technology, August 2005.
- [45] B. J. J. van der Linden. *Mechanical Modeling of Skeletal Muscle Functioning*. PhD thesis, Universiteit Twente, Amsterdam, 1998.
- [46] M. Vukobratovic, B. Borovac, D. Surla, and D. Stokic. *Biped Locomotion: Dynamics, Stability, Control and Application*. Springer, April 1990.

-
- [47] C. J. Walsh. *Biometric design of an under-actuated leg exoskeleton for load-carrying augmentation*. PhD thesis, Massachusetts Institute of Technology, 2006.
- [48] C. J. Walsh, K. Endo, and H. Herr. A quasi-passive leg exoskeleton for load-carrying augmentation. *International Journal of Humanoid Robotics*, 2007.
- [49] C. J. Walsh, D. Paluska, K. Pasch, W. Grand, A. Valiente, and H. Herr. Development of a light weight, underactuated exoskeleton for load carrying augmentation. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, May 2006.
- [50] K. Yamamoto, M. Ishii, H. Noborisaka, and j. Hyodo. Stand alone wearable power assisting suit-sensing and control systems. *IEEE Robot and Human Interactive Communication*, pages 661–666, 2004.
- [51] A. Özer and J. Yoon. Exoskeletons and robotic devices for mobility assistance and therapy: A general perspective. *School of Mechanical and Aerospace Engineering*, 2008.