

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE VALENCIA



Departamento de Ingeniería Mecánica y de Materiales

Instituto de Biomecánica de Valencia

**Principios biomecánicos para la
supresión del temblor por medios
ortésicos**

Tesis Doctoral

Autor: Juan Manuel Belda Lois

Directores: Carlos Atienza Vicente
Jaime Prat Pastor
Juan Víctor Hoyos Fuentes

Valencia 2009

*A Inma y a Alejandro
a mis padres y mi hermana*

Agradecimientos

Mi primer agradecimiento es para todas las personas con temblor que han participado voluntariamente en el estudio. Inevitablemente esperaban más de lo que podemos ofrecerles.

Esta tesis no podía haber sido hecha sin el esfuerzo de mucha gente que ha participado en la realización de su trabajo. Quisiera agradecer a todas las personas del Instituto de Biomecánica de Valencia que han participado en el proyecto de uno u otro modo, son tantos, que poner sus nombres conduciría a algún olvido. Sí quisiera destacar a los que dedicaron su esfuerzo a la realización de medidas: María José Vivas, David Garrido, Ana Martínez y José Ramón Ruiz.

Hubo otros centros que colaboraron estrechamente con el Instituto de Biomecánica de Valencia en el trabajo que ha conducido a esta tesis. Quisiera agradecer la colaboración obtenida por parte de Ascensión Castillo del Hospital General Universitario de Valencia, Eduardo Rocón del Instituto de Automática Industrial y Rui Loureiro del departamento de cibernética de la Universidad de Reading.

Realizar una tesis implica disponer de unas personas que enfoquen el trabajo y corrijan una tras otra, todas las versiones, lo que finalmente lleva a un documento que puede ser leído, por ello quiero agradecer a mis directores de Tesis el trabajo que han realizado dirigiendo esta tesis.

El haber podido realizar esta tesis ha sido el fruto de años de trabajo en el Instituto de Biomecánica de Valencia donde me he dedicado a aspectos de valoración funcional y de ayudas técnicas para personas con discapacidad. Quisiera agradecer a todas las personas con las que he colaborado en lo que ahora son las secciones de Valoración Funcional y de Tecnologías para la Autonomía Personal todo lo que he aprendido de ellas. Muchas de ellas, que empezaron siendo únicamente

compañeros de trabajo, además ahora son amigos, lo que le ha dado a mi trabajo un valor añadido muy importante.

Resumen

El temblor es una oscilación rítmica involuntaria de una parte del cuerpo. Aunque todas las personas tenemos una pequeña componente del temblor, existen patologías con temblores muy discapacitantes. Los temblores patológicos son el trastorno del movimiento más frecuente y en muchos casos son resistentes a los tratamientos habituales —farmacológicos o quirúrgicos—. La existencia de ortesis para la supresión del temblor puede ser una alternativa a los tratamientos establecidos en aquellos casos en que éstos no son eficaces o el paciente los rechaza.

En el diseño de ortesis para la supresión del temblor es necesario tener en cuenta, además de los principios ortésicos comúnmente establecidos, otra serie de factores debidos al carácter intrínsecamente dinámico del temblor.

Estos factores se han resumido en tres principios:

1. Restringir el desplazamiento relativo entre apoyos de segmentos corporales consecutivos para aumentar la rigidez dinámica efectiva de los contactos ortesis–segmento corporal.
2. Aumentar la presión de contacto de los apoyos de la ortesis (con respecto a las ortesis convencionales) con el objeto de aumentar la rigidez dinámica efectiva de los contactos ortesis–segmento corporal.
3. Diseñar los apoyos de las ortesis de modo que el contacto con el segmento corporal se realice en tres puntos no alineados del segmento con el objeto de garantizar la alineación ortesis–segmento corporal.

Además, se ha caracterizado el temblor patológico para conocer de qué modo sus parámetros dinámicos se relacionan con la severi-

dad del temblor y para estimar los esfuerzos articulares asociados al movimiento tembloroso.

Con todo ello se han diseñado y construido dos ortesis de miembro superior para la supresión del temblor patológico. Una de las ortesis está accionada mediante motores de corriente continua y controla los movimientos de flexoextensión del codo, flexoextensión de la muñeca y pronosupinación del antebrazo. La otra ortesis utiliza un amortiguador lineal construido mediante fluidos magnetorreológicos.

Ambas ortesis se han probado con pacientes reales. Los resultados de los ensayos muestran una reducción efectiva del temblor para potencias asociadas de temblor por encima de un umbral que dependen de las características de la ortesis.

Cuando las ortesis funcionan como amortiguadores viscosos, pierden eficacia para los temblores más severos. Cuando funcionan como filtro de rechazo de banda la eficacia parece aumentar con la severidad del temblor.

Los resultados demuestran que los principios biomecánicos obtenidos son efectivos para el diseño de ortesis de supresión del temblor, si bien la eficiencia final de la ortesis depende de las características físicas del elemento activo incorporado.

Resum

La tremolor és una oscil·lació rítmica involuntària d'una part del cos. Encara que totes les persones tenim una xicoteta component de la tremolor, hi ha patologies amb tremolors molt discapacitants. Els tremolors patològics són el trastorn del moviment més freqüent i en molts casos són resistents als tractaments habituals —farmacològics o quirúrgics—. L'existència d'ortesis per a la supressió de la tremolor pot ser una alternativa als tractaments establits en aquells casos en què estos no són eficaços o el pacient els rebutja.

En el disseny d'ortesis per a la supressió de la tremolor és necessari tindre en compte, a més dels principis ortésics comunament establits, una altra sèrie de factors deguts al caràcter intrínsecament dinàmic de la tremolor.

Aquestos factors s'han resumit en tres principis:

1. Restringir el desplaçament relatiu entre suports de segments corporals consecutius per a augmentar la rigidesa dinàmica efectiva dels contactes ortesi-segment corporal.
2. Augmentar la pressió de contacte dels suports de l'ortesis (respecte a les ortesis convencionals) amb l'objecte d'augmentar la rigidesa dinàmica efectiva dels contactes ortesi-segment corporal.
3. Dissenyar els suports de les ortesis de manera que el contacte amb el segment corporal es realitze en tres punts no alineats del segment amb l'objecte de garantir l'alineació ortesi-segment corporal.

A més, s'ha caracteritzat la tremolor patològica per a conèixer de quina manera els seus paràmetres dinàmics es relacionen amb la severitat de la tremolor i per a estimar els esforços articulars associats al moviment tremolós.

Amb tot això s'han dissenyat i construït dos ortesis de membre superior per a la supressió de la tremolor patològica. Una de les ortesis està accionada mitjançant motors de corrent continua i controla els moviments de flexió–extensió del colze, flexió–extensió de la maneta i pronació–supinació de l'avantbraç. L'altra ortesis utilitza un amortidor lineal construït amb fluids magnetorreològics.

Ambdós ortesis s'han probat amb pacients reals. Els resultats dels assajos mostren una reducció efectiva de la tremolor per a potències associades de tremolor per damunt d'un llindar que depen de les característiques de l'ortesis.

Quan les ortesis funcionen com a amortidors viscosos, perden eficàcia per a les tremolors més severes. Quan funcionen com a filtre de rebuig de banda l'eficàcia pareix augmentar amb la severitat de la tremolor.

Els resultats demostren que els principis biomecànics obtinguts són efectius per al disseny d'ortesis de supressió de la tremolor, si bé l'eficiència final de l'ortesis depen de les característiques físiques de l'element actiu incorporat.

Summary

Tremor is a rhythmic oscillation of a part of the body. Despite we all have a small component of tremor, there are pathologies with very disabling forms of tremor. Pathological tremor are the most common movement disorder and in many cases are resistant to the most common treatments (pharmacological or surgical). Orthotic management of tremor can be a suitable alternative to current tremor treatments when these failed or when users are reluctant.

In the design of orthoses for tremor suppression, besides the orthotic principles currently established, other kind of factors, derived from the intrinsic dynamical characteristics of tremor, must be taken into account.

These factors have been summarized in three principles:

1. Restrict the relative displacement between supports of consecutive body segments to increase the effective dynamic stiffness in the contact orthosis-body segment.
2. Increase the pressure of contact in the support of the orthosis (with respect to conventional orthoses) to increase the effective dynamic stiffness in the contact orthosis-body segment.
3. Design orthosis supports to ensure the contact between the orthosis and the body segment at least in three different points non-aligned to warrant the alignment between the orthosis and the body segment.

Besides, pathological tremor has been characterized to understand how its dynamic characteristics are related with severity and for the estimation of the joint loads associated to trembling movements.

Two orthoses for tremor suppression in the upper limbs have been built taking into account this information. One of the orthoses is driven

by DC motors and controls the movements of elbow flexion–extension, wrist flexion–extension and forearm pronation–supination. The other orthosis is driven by a linear damper made of magnetorheological fluids.

Both orthoses have been tested in real patients. The results show an effective reduction of tremor for tremor power over a threshold that depends on the characteristics of the orthosis.

Orthoses reduce its effectiveness for the more severe cases of tremor when acting as viscous dampers. When the orthoses act as notch filters, the effectiveness apparently increases with tremor severity.

Results show that the biomechanical principles obtained are effective to design tremor–suppression orthosis. However the efficiency of the orthosis depends on the physical characteristics of the active element incorporated to the orthosis.

Índice general

1. Introducción	19
1.1. Estado del arte	20
1.1.1. Control motor	20
1.1.2. Temblor	29
1.1.3. El miembro superior	40
1.1.4. Ortesis de miembro superior	46
1.1.5. Supresión del temblor	55
1.2. Objetivos y plan de trabajo	63
1.2.1. Objetivos	64
1.2.2. Plan de trabajo	65
2. Material y métodos	69
2.1. Caracterización del temblor patológico	70
2.1.1. Registro de los temblores patológicos	70
2.1.2. Desarrollo de un modelo biomecánico	78
2.1.3. Cálculo de las especificaciones técnicas	86
2.2. Criterios de diseño ortésico	88
2.2.1. Principios ortésicos generales	88
2.2.2. Principios ortésicos para la supresión del temblor	92
2.3. Valoración de tecnologías alternativas	100
2.3.1. Selección de actuadores	101
2.3.2. WOTAS: diseño de una ortesis basada en motores de corriente continua	101
2.3.3. DVB: Diseño de ortesis alternativas	102
2.4. Validación	104
2.4.1. Elección de la muestra	104
2.4.2. Elección de la instrumentación	104
2.4.3. Protocolo de ensayo	104

2.4.4. Análisis de los datos	107
3. Resultados y discusión	111
3.1. Caracterización del temblor patológico	111
3.1.1. Estimación de la severidad del temblor	112
3.1.2. Cálculo de los momentos y las potencias asociados al temblor	117
3.2. Desarrollo de las ortesis	119
3.2.1. Desarrollo de la ortesis <i>DVB</i>	119
3.2.2. Desarrollo de la ortesis <i>WOTAS</i>	124
3.3. Validación de las ortesis	128
3.3.1. Análisis cualitativo	129
3.3.2. Análisis descriptivo	133
3.3.3. Análisis estadístico	136
3.4. Discusión	141
4. Conclusiones	145
4.1. Conclusiones	145
4.2. Trabajo futuro	146
Bibliografía	147
A. Ortesis ancladas al suelo	157
B. Ortesis para ponerse	161
C. Ecuaciones de movimiento	163
D. Modelo de sólidos rígidos en Simulink	165
E. Manifestación de consentimiento	169

Índice de figuras

1.1. La estructura del control motor	22
1.2. Homúnculo de Penfield	24
1.3. Esquema del reflejo de estiramiento	26
1.4. Fotografía de una neurona	27
1.5. Articulación del hombro	42
1.6. Modelo de pronosupinación de Weinberg	44
1.7. Modelo de pronosupinación de Yasutomi	45
1.8. Ortesis pasiva en termoplástico	47
1.9. Ortesis comercial Bledsoe [©]	48
1.10.Ortesis activa estática	49
1.11.Ortesis Golden Arm	49
1.12.Ortesis activa dinámica	50
1.13.Principios ortésicos	54
1.14.Sistema mecánico lineal.	56
1.15.Ortesis CEDO	59
1.16.Supresión del temblor por impedancia mecánica	60
1.17.La ayuda para comer NeaterEater [®]	61
1.18.Ortesis Viscous Beam	62
1.19.Combinador Lineal Ponderado de Fourier	63
1.20.Plan de trabajo	66
2.1. Ubicación de los goniómetros y el torsiómetro.	74
2.2. Función de escalado asociada al filtro pasabajo	79
2.3. Respuesta en frecuencia del filtro pasabajo diseñado.	79
2.4. Parámetros de Denavit–Hartenberg	83
2.5. Modelo biomecánico de antebrazo	84
2.6. Máscara del modelo biomecánico del antebrazo	86
2.7. Modelo de sólidos rígidos del antebrazo	87

2.8. Alineación del codo	89
2.9. Alineación de la muñeca	90
2.10.Movimiento de pronación-supinación	90
2.11.Ortesis anclada al suelo.	92
2.12.Ortesis para llevar puesta.	95
2.13.Modelo con el contacto ortesis-segmento corporal.	97
2.14.Pérdida de efectividad debida a la rigidez del contacto.	97
2.15.El efecto de aumentar la rigidez del contacto.	98
2.16.Pérdida de efectividad debida a desalineamientos.	99
2.17.Restricción en longitud	99
2.18.Configuración del actuador de DVB	103
2.19.Actuador del DVB	103
3.1. Relación entre dispersión y pico	113
3.2. Correlación de las medidas de severidad	116
3.3. Suavizado de las señales de temblor	118
3.4. Esquema con el diseño del apoyo de la mano	121
3.5. Primer principio de diseño aplicado al DVB	122
3.6. Tercer principio de diseño aplicado al DVB	124
3.7. Prototipo final de <i>DVB</i>	124
3.8. Diseño de los apoyos del brazo	126
3.9. Prototipo final de <i>WOTAS</i>	128
3.10.Potencia espectral con la ortesis <i>DVB</i>	129
3.11 Señales temporales con la ortesis <i>DVB</i>	130
3.12.Potencia espectral con la ortesis <i>WOTAS</i>	131
3.13.Señales temporales con la ortesis <i>WOTAS</i>	132
3.14.Relación entre la desviación y el pico	134
3.15.Eficacia de las ortesis empleadas	135
3.16.Gráficas de severidad rotadas	139
3.17.Medias marginales de severidad	140
3.18.Reducción teórica del temblor	143
A.1. Esquema de bloques de la ortesis	157
B.1. Diagrama de bloques de un sistema para ponerse	161
D.1. Estructura del bloque sólido rígido	166
D.2. Máscara del bloque: sólido rígido	166
D.3. Estructura del bloque iniciador	167
D.4. Estructura del bloque terminador	167

Índice de tablas

1.1. Clasificación sindrómica del temblor	32
1.2. Características dinámicas del temblor patológico	39
2.1. Participantes en la caracterización del temblor	71
2.2. Elección de la instrumentación	73
2.3. Pruebas realizadas para la valoración del temblor	75
2.4. Parámetros inerciales del modelo biomecánico	82
2.5. Parametrización del modelo biomecánico de antebrazo	84
2.6. Perfil de los participantes en la experimentación	105
2.7. Resumen de las características de las ortesis	106
2.8. Conjunto de registros para cada usuario	107
2.9. Orden de uso de las ortesis	108
2.10.Diseño de experimentos para <i>DVB</i>	108
2.11.Diseño de experimentos para <i>WOTAS</i>	109
3.1. Resultados de la regresión lineal	112
3.2. Agrupaciones para el cálculo de la severidad objetiva	115
3.3. Valores del ajuste para la agrupación máximo	115
3.4. Valores del ajuste para la agrupación promedio	116
3.5. Características antropométricas	117
3.6. Momentos articulares asociados al temblor	118
3.7. Potencias articulares asociadas al temblor	119
3.8. Medias y desviaciones	136
3.9. Pruebas de Kolmogorov–Smirnov	136
3.10.Pruebas t–Student	137
3.11Ajustes del polinomio	137
3.12Resultados ANOVA	138
3.13Pruebas post–hoc	140

Capítulo 1

Introducción

*Cerrad el corazón a los intrusos.
De parte a parte abrid el alma toda.
Carlos Marzal «Fuera de mí»*

La *Movement Disorder Society* define temblor como una oscilación rítmica involuntaria de una parte del cuerpo [22]. Esta definición trata de excluir dentro de la catalogación del temblor otros trastornos del movimiento que cursan con movimientos involuntarios con un carácter marcadamente menos cíclico. Sin embargo cabe matizar esta definición dado que la oscilación rítmica a que se refiere el temblor se realiza a partir de la posición voluntaria. Cuando el temblor aparece mientras el usuario realiza un movimiento, la oscilación únicamente puede considerarse rítmica con respecto al movimiento voluntario.

Todas las personas tenemos en diferente medida alguna componente de temblor que habitualmente pasa desapercibida a simple vista y que requiere de instrumentación específica para ser medida. Es el llamado temblor fisiológico. Sin embargo, existen otras formas patológicas de temblor que pueden llegar a ser enormemente discapacitantes y que con frecuencia son motivo de exclusión social [76]. Estos temblores patológicos son la alteración del movimiento más frecuente en la práctica neurológica y afectan aproximadamente al 3–4 % de la población mayor de 50 años [55].

En definitiva, el temblor es una componente de desajuste del movimiento voluntario que, en condiciones normales, pasa desapercibida y nos permite la realización de tareas de precisión. Los temblores

patológicos alteran nuestro movimiento dificultando la capacidad de realización de tareas.

Este trabajo está centrado únicamente en el temblor en los miembros superiores, por ello, siempre que nos refiramos al temblor estaremos hablando del temblor de los miembros superiores a menos que se especifique lo contrario.

1.1. Estado del arte

Para el desarrollo de ortesis para la supresión del temblor se requiere de la incorporación de conocimiento de ámbitos muy distintos. Por una parte se requiere conocer los mecanismos que producen el temblor. Por otra parte, el temblor afecta a nuestra capacidad de control sobre la posición y el movimiento, por ello, es necesario conocer los mecanismos implicados en la realización de movimientos controlados. Además, el desarrollo de sistemas ortésicos para la supresión del temblor requiere del conocimiento de las técnicas ortésicas utilizadas. Finalmente, se requiere del conocimiento de otras aproximaciones realizadas por otros autores para la supresión del temblor por medios mecánicos.

1.1.1. Control motor

La realización de movimientos por parte de las personas es una actividad de gran complejidad, tanto desde el punto de vista de las estructuras corporales involucradas como en los posibles grados de libertad disponibles para realizar el movimiento. A pesar de ello —o quizás gracias a ello— es sorprendente la regularidad con que las personas hacemos los movimientos, tanto intra-persona —al hacer varias repeticiones de un mismo movimiento— como inter-persona —al hacer el mismo movimiento varias personas—[87]. Este hecho ya fue constatado por Nikolai Bernstein [10] a principios del siglo XX. Bernstein cuestiona la existencia de un sistema jerárquico en el cuerpo en el que las órdenes procedan del cerebro. Su punto de vista era que la realización de cualquier movimiento es el fruto de una variedad de combinaciones y grados de libertad y de elementos neuromusculares y óseos prácticamente infinito. En opinión de Bernstein el cuerpo humano es un sistema auto-organizado con elementos corporales coordinados y ensamblados en respuesta a tareas específicas. Casi

40 años más tarde Antonio Damasio [17] argumenta en este mismo sentido cuando afirma: *'The mind is embodied, not just embrained'*¹.

Esta complejidad existe a cualquier escala de análisis. Kelso [45] habla de la necesidad de estudiar la complejidad del movimiento al menos en tres niveles distintos para poder conocer los mecanismos de coordinación y control subyacentes.

El nivel microscópico: es el nivel celular y tisular, implica el estudio de los componentes neuronales en los que se genera el movimiento.

El nivel mesoscópico: es el nivel orgánico e implica el estudio de los órganos y sistemas involucrados en la producción de los movimientos.

El nivel macroscópico: es el nivel del individuo e implica el estudio de la dinámica del movimiento.

Cada uno de estos niveles tiene dinámicas distintas, las constantes de tiempo para el análisis prácticamente se reducen un orden de magnitud en cada nivel, pasando de segundos —nivel macroscópico— hasta milisegundos —nivel microscópico—. Además, en cada uno de los niveles hay una gran cantidad de estructuras que interaccionan entre sí con un comportamiento muy sofisticado; en el sentido que, por lo general, las estructuras del cuerpo humano tienen un comportamiento muy alejado de la linealidad. Por todo ello, determinados autores establecen que es imposible deducir el estado de la escala superior a partir del comportamiento de la inferior [45] (se trata de la aplicación al organismo del llamado 'efecto mariposa', o en otros términos, la divergencia de trayectorias cercanas). Por este motivo, es necesario realizar el estudio en cada uno de los tres niveles para comprender de qué modo se articulan los aspectos relativos al control de los movimientos.

Por todo ello presentamos a continuación el estado de conocimientos actuales sobre los aspectos del control motor para cada uno de los tres niveles, desde el macroscópico hasta el microscópico.

1.1.1.1. El nivel macroscópico

Desde el punto de vista del control motor, el cuerpo humano puede considerarse como un sistema regulado con entradas y salidas.

¹La mente está encarnada en el cuerpo y no únicamente en el cerebro

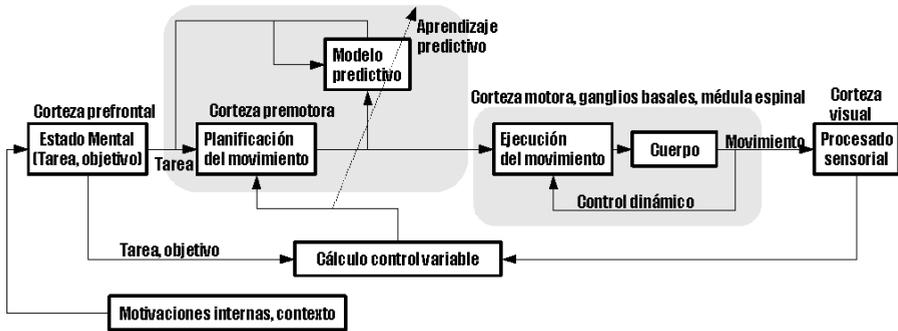


Figura 1.1: La estructura del control motor según Oztop *et al.*[61]

Las salidas son las activaciones motoras actuando sobre conjuntos de músculos y las entradas son los agregados de retroalimentación sensorial proporcionados por nuestros sentidos. El control motor, considerado desde esta perspectiva puede verse como el proceso que transforma las entradas sensoriales en respuestas motoras [87].

Según Wolpert [87] la transformación de señales sensoriales a señales motoras puede descomponerse en transformaciones cinemáticas y dinámicas. Las transformaciones cinemáticas son las que dan cuenta de las relaciones entre la posición de las articulaciones y el movimiento. Las transformaciones dinámicas son las que relacionan los órdenes motoras en el movimiento del sistema.

La realización de movimientos, en general, requiere de la existencia de un modelo físico interno y de mecanismos de retroalimentación sensorial [61], es decir, necesita una componente de alimentación previa² y de otra componente de retroalimentación³ (figura 1.1).

La velocidad de conducción nerviosa haría imposible un buen control de movimientos únicamente mediante la componente de retroalimentación [87]. El modelo físico interno es necesario para actuar con la rapidez necesaria y la retroalimentación sirve para asegurar la precisión necesaria y la realización correcta del movimiento.

El modo en que se ensamblan ambas componentes está más claro con un ejemplo. Cuando tratamos de levantar un tetrabrick de le-

²feedforward

³feedback

che que creemos más lleno de lo que realmente está, nuestro modelo interno calcula las fuerzas necesarias para levantar suavemente el tetrabrick, pero al haber un error en el modelo (la masa es menor de la estimada) el primer 'tirón' que damos es mayor de lo necesario y el movimiento resulta brusco, sin embargo nuestro sistema de realimentación se da cuenta de este error y 'corrige' el movimiento.

El temblor, considerado en esta escala es una característica del sistema de regulación del movimiento asociado a una falta de estabilidad.

1.1.1.2. El nivel mesoscópico

En la realización de movimientos voluntarios participan una gran cantidad de estructuras del sistema nervioso central incluyendo el cerebro —algunas de ellas está esquematizadas en la figura 1.1—. La realización de la tarea se especificaría en la corteza prefrontal, la planificación de los movimientos para la realización de la tarea en la corteza temporal, el modelo físico interno estaría implementado en la corteza premotora [61] y en la corteza motora la información ya está codificada en forma de activación muscular [83].

Penfield fue el primero en cartografiar la corteza motora. Penfield era un neurocirujano especializado en los procesos epilépticos. Junto con su colaborador Jasper introdujeron nuevas técnicas quirúrgicas en las que utilizaban estimulación eléctrica con el objeto de ser más precisos en el reconocimiento de las áreas que debían intervenir. De la observación de las respuestas del paciente a la estimulación eléctrica pudieron trazar un mapa de las zonas de la corteza motora en las que se produce el movimiento [42]. Penfield y Jasper observaron que la estimulación de determinadas zonas siempre producía la respuesta motora de la misma parte del organismo y además zonas adyacentes se correspondían con zonas adyacentes del cuerpo. A Penfield se le ocurrió esquematizarlo en forma de un hombrecillo dibujado sobre la zona de la corteza motora, de manera que se correspondiera la parte del hombrecillo con la zona de la corteza estimulada. A este hombrecillo se le conoce como el homúnculo de Penfield (figura 1.2) —en rigor existen dos homúnculos, el motor y el somatosensorial—.

En realidad el cerebro es un órgano con una gran plasticidad y, aunque la correspondencia de Penfield es cierta, no es menos cierto que bajo determinadas circunstancias —como una amputación o el entrenamiento en un ejercicio de gran destreza— el área de representación de una determinada parte del cuerpo puede crecer a expensas

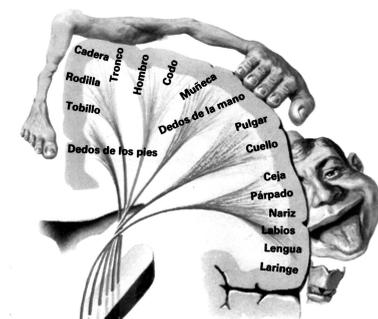


Figura 1.2: Homúnculo de Penfield

de áreas cercanas, lo cual demuestra que neuronas específicas de la corteza motora no están especializadas exclusivamente en zonas específicas del cuerpo, sino que la asociación puede reconfigurarse en función de las necesidades [45].

Los axones de las neuronas de la corteza motora se reúnen en forma de haces que se unen en el tallo cerebral y bajan hasta la médula espinal a través del bulbo raquídeo. A todas estas vías se las conoce como *sistema piramidal* [40].

En la base del cerebro, envolviendo al sistema piramidal se encuentra el *sistema extrapiramidal*. El sistema extrapiramidal consta de una serie de estructuras. Entre las más importantes figuran: Los ganglios basales, el tálamo, el subtálamo, la sustancia negra, la sustancia roja y el cerebelo. El objetivo de las estructuras del sistema extrapiramidal es modular y controlar las respuestas del sistema piramidal, estableciendo una serie de bucles neuronales que modulan la respuesta motora. Así, los ganglios basales actúan inhibiendo la actividad neuronal de la corteza motora estableciendo un bucle de realimentación negativa. La corteza motora activa los ganglios basales que, a su vez, inhiben la actividad de la corteza motora [40].

La actividad de los ganglios basales está, además, regulada por los núcleos de la sustancia negra, la sustancia roja y el cerebelo. El cerebelo, posee una buena representación sensorial del organismo, por lo que realiza una función de realimentación de las características del movimiento teniendo en cuenta la información sensorial y del entorno [19].

Sin embargo, no todos los aspectos del movimiento se generan en la corteza motora, una buena parte de los patrones repetitivos de movimiento —como caminar y nadar— y de movimiento usuales —que realizamos de modo intuitivo— se originan en otras estructuras del sistema nervioso central. Los primeros en establecer la importancia de otros centros en la generación de movimientos fueron Shik *et al.* [77]. En el año 1966 Shik *et al.* pusieron sobre un tapiz rodante⁴ un gato del que habían separado el cerebro a nivel del mesencéfalo. Mediante la estimulación eléctrica de determinadas zonas del mesencéfalo el gato era capaz de reproducir distintos patrones de movimiento sobre el tapiz rodante, aumentando la velocidad de paso a medida que aumentaba la estimulación eléctrica y alternando los distintos patrones de movilidad —al paso, al trote y al galope— cuando era necesario aumentar la velocidad. Aunque algunos autores ponen en duda que lo que hiciera el gato sobre el tapiz rodante pudiera llamarse correr —dado que no era capaz de soportar su propio peso y la dinámica del movimiento hubiera hecho imposible que sorteara el menor obstáculo—, el hecho de que la estimulación directa sobre el mesencéfalo, desacoplando toda la parte proveniente de los centros superiores del cerebro, fuera suficiente para establecer patrones de movimiento complejos, planteó la existencia de que ciertas estructuras del sistema nervioso central organizaban, al menos los aspectos básicos, del movimiento. A estas estructuras se les llamó *Generadores Centrales de Patrones*⁵ [45].

Además de la existencia o no de los Generadores de Patrones Centrales, el experimento de Shik pone de relieve la importancia que los reflejos pueden tener para la realización de movimientos. En el gato de Shik, la realimentación del movimiento debida a los sentidos está anulada, sin embargo, la realimentación debida a los receptores propioceptivos y la debida a los reflejos de estiramiento siguen estando activas. Además, este hallazgo refuerza la perspectiva de Bernstein [10] y de Damasio [17], en el sentido de que una buena parte de los mecanismos de control motor pueden estar descentralizados.

Los receptores propioceptivos son unos sistemas ubicados en las articulaciones y en los músculos, algunos de ellos son sensibles a la posición y otros a la velocidad, por ello son capaces de realimentar sobre el estado de movimiento de la articulación en la que se han ubicado.

⁴treadmill

⁵Central Pattern Generators

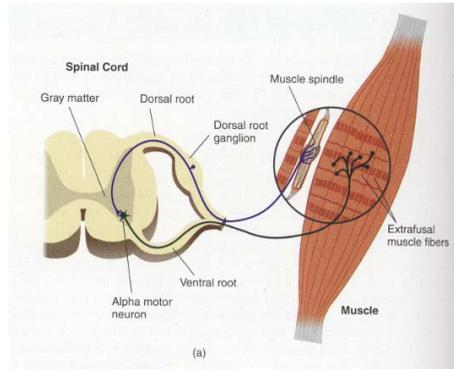


Figura 1.3: Esquema del reflejo de estiramiento

El reflejo de estiramiento, (figura 1.3) es una forma de realimentación de posición a nivel espinal y es un ejemplo de la descentralización del control motor. En los haces musculares se encuentran unos músculos especiales que se denominan *músculos fusiformes*, estos músculos al estirarse activan una neurona que hace sinapsis a nivel medular con otra neurona que actúa sobre el haz muscular, de este modo se tiene un sistema realimentado negativamente [75].

Además del reflejo de estiramiento se han descrito arcos reflejos a nivel transcerebelar y cortical [57] que desempeñan un papel importante en el control del movimiento y en la reducción de las componentes del temblor [59, 60].

Existen otros dos sistemas, además del sistema nervioso, involucrados en la realización de movimientos: el sistema muscular y el sistema esquelético, ambos están descritos en los apartados 1.1.3.1 y 1.1.3.2.

1.1.1.3. El nivel microscópico

Las neuronas (figura 1.4) son la unidad básica de acción del sistema nervioso, se trata de células que transmiten impulsos eléctricos y cuya estructura de contactos (llamada red neuronal) determina todos los aspectos relativos al comportamiento. Constan de tres partes fundamentales, el cuerpo, el axón y las dendritas:

El cuerpo: También llamado *soma*. Es donde se encuentra el núcleo celular y todos los orgánulos de la célula.

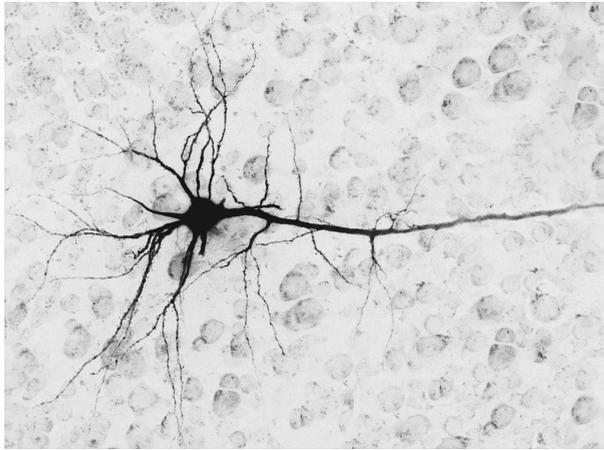


Figura 1.4: Fotografía de una neurona

El axón: Es un cordón largo y fino por donde la célula transmite los impulsos nerviosos. Cada neurona tiene únicamente un axón.

Las dendritas: Es un conjunto de filamentos por donde la neurona recibe los impulsos nerviosos. Las dendritas están conectadas con los axones de otras neuronas. Cuando el nivel de activación de las entradas de la neurona rebasa un cierto umbral, la neurona se activa y transmite el impulso eléctrico por su axón.

El contacto de las neuronas no se establece físicamente, sino a través de un pequeño espacio que se llama sinapsis. En la sinapsis es donde se realiza la transmisión del impulso eléctrico, y en este espacio juegan un papel muy importante una serie de sustancias químicas que pueden facilitar o inhibir la transmisión de los impulsos, son los **neurotransmisores**. Algunos neurotransmisores son especialmente importantes en los aspectos de control y coordinación motora, como la *dopamina*, que se crea en la *sustancia negra*, cuya carencia origina la enfermedad de Parkinson, la *Acetilcolina* y la *GABA* (ácido gamma-aminobutírico) que son empleados por distintas estructuras del sistema piramidal y del extrapiramidal para regular la activación de la señal, y por lo tanto para el control del movimiento.

Durante los últimos años se ha constatado que **la glía**, otro tipo de célula presente en el sistema nervioso y que se suponía que no tenía otra función más que la de dar soporte y facilitar los elementos nutritivos a las neuronas, juega un papel fundamental en la transmisión del impulso nervioso a través de la sinapsis.

De entre las neuronas del sistema nervioso central, nos interesan especialmente las motoneuronas. Las motoneuronas son las neuronas motoras que transmiten las señales de activación a los músculos desde la corteza motora. Las motoneuronas se clasifican en primera motoneurona y segunda motoneurona. La primera motoneurona se inicia en la corteza motora. La segunda motoneurona se inicia en la sinapsis de la primera motoneurona y llega hasta las fibras musculares donde tiene lugar la sinapsis neuromuscular. Al conjunto formado por la segunda motoneurona y las fibras musculares que excita se le denomina unidad motora.

Aunque existan bastantes ejemplos en bibliografía del sistema neuro-músculo-esquelético descrito en base a la teoría de los sistemas continuos [59, 60, 75], lo cierto es que el funcionamiento del mismo es básicamente discreto. Las motoneuronas se ‘disparan’, es decir, realizan pequeñas descargas eléctricas que hacen que las fibras musculares con las que está conectado se contraigan.

Además, existen unidades motoras pequeñas y grandes en función del número y tamaño de las fibras musculares que controlan. Cuando es necesario realizar un esfuerzo con un músculo se van ‘reclutando’ unidades motoras a medida que se van necesitando. Primero se reclutan las unidades motoras pequeñas y, a medida que es necesario, se continúan reclutando las unidades motoras más grandes.

Las unidades motoras funcionan como filtros pasabajo: Cuando una unidad motora se activa, empieza disparando a una frecuencia en torno a los $8Hz$ que no produce fuerza sino oscilaciones de la fibra muscular. A medida que la unidad motora es solicitada, aumenta su frecuencia de disparo. Cuando la frecuencia supera los $10Hz$ desaparecen las oscilaciones, la activación de la unidad motora produce una fuerza media [56]. A la activación por encima del umbral de frecuencia a la que se produce la fuerza media se le llama activación tetánica —del griego tetanos: fuerza—.

Como continuamente se van reclutando unidades nuevas, siempre hay unidades activándose en torno a los $8Hz$. En general, se supone que un gran número de unidades motoras activándose por debajo del umbral tetánico cancelan mutuamente las oscilaciones que producen.

Sin embargo, una unidad motora grande disparando sobre un fondo de unidades pequeñas que disparan a $20Hz$ puede producir oscilaciones apreciables en la fuerza, por lo que es posible que jueguen un papel en la aparición del temblor fisiológico [56].

1.1.2. Temblor

Tal como se ha comentado en la introducción, el temblor es un movimiento cíclico involuntario de una parte del cuerpo. Puede llegar a ser enormemente discapacitante y es el trastorno del movimiento más común en la práctica clínica neurológica [55].

Pese a todo ello hasta el año 1998 la comunidad científica no alcanzó un consenso sobre la caracterización del temblor y la descripción de los distintos temblores patológicos existentes [22].

El temblor se puede clasificar de distintas formas. Dada las numerosas etiologías del temblor, una clasificación práctica etiológica hasta el momento no es posible [22]. Por ello la *Movement Disorder Society* propone la clasificación del temblor de acuerdo con la aproximación clásica de la práctica neurológica [22].

Basándonos en las características clínicas, los temblores se pueden agrupar en síndromes que pueden distinguirse entre sí en base a observaciones clínicas. En consecuencia la *Movement Disorder Society* asume que las distintas componentes del temblor que pueden ser separadas mediante observación clínica necesitan ser descritas mediante una terminología común. Es lo que se muestra en el apartado 1.1.2.1.

La clasificación diagnóstica consiste en una serie de datos de la historia y el examen médico del paciente que es suficiente para clasificar un temblor específico entre una serie de síndromes del temblor. Esta es la clasificación que se muestra en el apartado 1.1.2.2.

1.1.2.1. Clasificación fenomenológica del temblor

El análisis y la clasificación de las condiciones en las que aparece el temblor es un aspecto relevante para el análisis clínico. Las definiciones y criterios que a continuación se citan están basados en los criterios del Grupo de Investigación del Temblor⁶ [33]. De acuerdo con este grupo, la clasificación de los distintos tipos de temblor existentes en cuanto a su activación es la que se enumera a continuación:

⁶Tremor Investigation Group (TRIG)

1. Temblor de reposo
2. Temblor de acción
 - a) Temblor postural
 - b) Temblor cinético
 - 1) Temblor cinético sencillo
 - 2) Temblor cinético en movimientos hacia un objetivo
 - c) Temblor cinético específico de tareas
 - d) Temblor isométrico

Temblor de reposo El temblor de reposo se define como el temblor que ocurre en una parte del cuerpo que no está voluntariamente activada y está apoyada contra la gravedad —idealmente apoyada en un cojín—.

El mayor problema derivado de esta definición consiste en la exclusión de los temblores de acción que aparecen también cuando el miembro está apoyado. Un modo sencillo de separar el temblor de reposo típico, del temblor de acción existente durante el reposo es explorarlo en los movimientos dirigidos a un objetivo. El temblor de reposo típico disminuye —prácticamente desaparece— durante estos movimientos [22].

La amplitud del temblor de reposo aumenta durante la realización de tareas mentales tales como contar hacia atrás o cuando se realizan movimientos con otra parte del cuerpo, como caminar. Aunque otros tipos de temblores se ven agravados por la realización de tareas mentales, la diferencia es que en el caso del temblor de reposo este empeoramiento ocurre cuando el miembro está apoyado en un cojín.

La fisiología del temblor de reposo está, con probabilidad, separada de las demás causas del temblor [22]. Es típico de la enfermedad de Parkinson, aunque puede aparecer en otras patologías. En la práctica clínica es típico de los pacientes que están con tratamiento dopaminérgico —con sustancias sustitutivas de la Dopamina—, aunque también se han descrito en otros casos [22].

Temblor de acción El temblor de acción es el que ocurre durante la contracción voluntaria de los músculos, incluye el temblor postural, el isométrico y el cinético que a su vez incluye el temblor de intención.

Temblo postural El temblor postural es el que aparece cuando se mantiene voluntariamente una posición contra la gravedad. En el caso de que el temblor empeore en determinadas posturas se le conoce también como temblor específico de la posición.

Temblo cinético Es el temblor que ocurre durante la realización de movimientos voluntarios, tanto si se realizan con apoyo visual como sin él, tanto en movimientos repetitivos —como flexo–extensiones continuas— o en movimientos orientados a un objetivo —como señalar un objeto con el dedo—.

Temblo en movimientos orientados a un objetivo También conocido como *temblor de intención*, aunque la *Movement Disorder Society* prefiere llamarlo temblor en movimientos orientados a un objetivo dado que la ‘intención’ de quien lo padece no es temblar.

Es un temblor cuya amplitud aumenta en movimientos con apoyo visual realizados para la consecución de un objetivo al final del movimiento, tales como apuntar con un dedo a la punta de la nariz.

Este tipo de temblor que puede ser confundido con la ataxia o la mioclonía, se diferencia de ellos en el carácter rítmico.

Temblo específico de tareas Es un temblor cinético que puede empeorar de forma sensible durante la realización de actividades específicas. Los dos ejemplos más típicos de este tipo de temblor son el *temblor de escritura* y el *temblor ocupacional*.

Temblo isométrico Es el temblor que ocurre como resultado de la contracción contra un objeto rígido estacionario, por ejemplo, cerrando fuertemente el puño o apretando la mano del examinador.

1.1.2.2. Clasificación sindrómica del temblor

La fenomenología de los distintos elementos que configuran el temblor puede combinarse en un conjunto de síndromes específicos. Estos síndromes son la base para establecer procedimientos terapéuticos y diagnósticos [22].

La tabla 1.1 muestra un resumen de la clasificación sindrómica del temblor. A continuación se definen los síndromes tremóricos más relacionados con la tesis.

Diagnóstico	Frecuencia	Activación
Fisiológico	8 – 12Hz	Postural e Intención
Fisiol. intensificado	8 – 12Hz	Postural e Intención
Esencial clásico	4 – 12Hz	Reposo, Postural e Intención
Indeterminado	4 – 8Hz	Postural e Intención
Ortostático	13 – 18Hz	Postural e Intención
Específico de tareas	4 – 10Hz	Postural e Intención
Distónico	4 – 8Hz	Reposo, Postural e Intención
Parkinson	4 – 12Hz	Reposo, Postural e Intención
Cerebelar	2 – 4Hz	Postural e Intención
Holmes	2 – 4Hz	Reposo, Postural e Intención
Palatal	1 – 5Hz	Reposo, Postural e Intención
Síndrome neuropático	4 – 12Hz	Postural e Intención
Inducido por drogas	2 – 12Hz	Reposo, Postural e Intención
Psicogénico	4 – 10Hz	Postural e Intención

Tabla 1.1: Clasificación sindrómica del temblor [22]

Temblor fisiológico Tal como se ha comentado con anterioridad, el temblor fisiológico es el temblor que, en mayor o menor medida, todos tenemos. Es un temblor de amplitud reducida y de frecuencia alta (8 – 12Hz) que por lo general no se observa a simple vista sino con instrumentación específica. Habitualmente mediante el uso de acelerómetros con los brazos en posición extendida.

Temblor fisiológico intensificado Este tipo de temblor tiene características similares al temblor fisiológico, con la única diferencia de que es perceptible a simple vista. En otras palabras, cuando la magnitud del temblor fisiológico es tal que puede observarse a simple vista se llama temblor fisiológico intensificado. Puede llegar a ser moderadamente discapacitante y se puede activar por distintas causas tales como: estados de nerviosismo, ingesta de sustancias excitantes o de alcohol. En todos estos casos, cuando la causa deja de existir el temblor desaparece.

En algunos casos existe temblor fisiológico intensificado sin causa aparente —una vez descartada la existencia de patología neurológica—.

Temblor esencial clásico El término temblor esencial con el tiempo ha adquirido dos significados. Por una parte el temblor esencia clásico

se trata de uno de los síndromes del temblor, mayoritariamente hereditario y principalmente un temblor de acción de las manos y a veces de la cabeza [22]. El **temblor esencial** es la enfermedad de temblor más frecuente [16]. Por otra parte, existen temblores de origen desconocido (llamados idiopáticos o esenciales), pero con síntomas clínicos diferenciables del temblor esencial clásico. En este trabajo cuando nos refiramos al temblor esencial se entenderá que estamos hablando del temblor esencial clásico y cuando nos refiramos a los otros tipos de temblores esenciales los denominaremos temblores idiopáticos.

El temblor esencial es, quizás, la patología más característica del temblor, ya que la única consecuencia es la existencia de temblor persistente, predominantemente en las manos y los antebrazos.

El temblor esencial tiene una frecuencia entre 4 – 12Hz con tendencia a disminuir con la edad [29]. Es una patología asociada a la edad, aunque puede aparecer de manera relativamente temprana y con una tendencia a adelantarse en el tiempo cuando es heredada.

Pese a que el temblor esencial es la patología más frecuente asociada al temblor, las dificultades de un diagnóstico correcto de esta patología hacen que sea especialmente difícil estimar su prevalencia, si bien las mejores estimaciones para personas mayores de 60 años están en el intervalo de 13,0 a 50,5 casos por cada 1000 [53].

Temblores asociados con la enfermedad de Parkinson La enfermedad de Parkinson está causada por un déficit de Dopamina. La Dopamina es un neurotransmisor que se genera en la sustancia negra. La Dopamina, juega un papel muy importante en la regulación de la actividad de los ganglios basales, los cuales, tal como se ha comentado en el apartado 1.1.1.2 son muy importantes para la regulación de los movimientos. Por ello, la enfermedad de Parkinson está asociada a muchos problemas motores tales como la rigidez, la bradicinesia y diversas formas de temblor.

La enfermedad de Parkinson está tan asociada popularmente al temblor, que en muchos casos se considera Parkinson —fuera del ámbito médico— lo que es temblor esencial.

El temblor más típico del Parkinson es el temblor de reposo tanto en la flexoextensión de muñeca como el temblor de ‘contar monedas’ —un movimiento del pulgar como si se estuvieran contando monedas o billetes— [56]. El temblor de reposo es poco discapacitante, pues desaparece con la realización de movimiento voluntario, y puede eliminarse voluntariamente si el usuario se lo propone.

También asociados con el Parkinson hay temblores posturales, cinéticos y de intención de características similares a los del temblor esencial.

Tembloros cerebelosos Bajo el epígrafe de **temblores cerebelosos** se agrupan una serie de temblores asociados a trastornos cerebelares, como los asociados a la esclerosis múltiple, los traumatismos craneoencefálicos o las ataxias hereditarias. Lo común a todos ellos es la alteración del cerebelo o de sus vías aferentes/eferentes.

El temblor cerebeloso más común es el temblor de intención. En este tipo de temblores suele haber una componente proximal importante. Suelen ser temblores muy severos y de frecuencia baja.

1.1.2.3. Orígenes del temblor

Los orígenes del temblor son todavía objeto de debate en la literatura científica. El mejor conocido es el temblor fisiológico en el que concurren una serie de factores de diversa índole.

Los temblores patológicos son mucho menos conocidos. Las técnicas de registro fisiológico y de neuroimagen desarrolladas durante los últimos años, han aportado información valiosa para conocer las estructuras que se encuentran afectadas en cada caso por el temblor.

Un debate que ha estado presente durante muchos años ha sido el origen central o periférico del temblor. La existencia de los Generadores Centrales de Patrones (ver 1.1.1.2) hizo sospechar a muchos investigadores que el temblor, por su carácter repetitivo, podría tener un origen periférico, en la actualidad se tiene el convencimiento del origen central de la mayoría de los temblores patológicos, aunque haya efectos periféricos que puedan influir en su aparición o en su modulación.

Origen del temblor fisiológico Está bastante bien establecido que el temblor fisiológico tiene una componente puramente mecánica [71]. Aproximando las características de cada segmento a un sistema de segundo orden, tendremos que las características debidas a la rigidez y la inercia determinarían la frecuencia de resonancia (1.1).

$$\omega_r = \sqrt{\frac{K}{I}} \quad (1.1)$$

La resonancia mecánica, por sí misma no produciría temblor o en todo caso produciría una oscilación subamortiguada [43, 71], para que exista temblor se necesita de algún ruido o fuente de excitación que la mantenga. Entre las fuentes de ruido que pueden potencialmente activar el temblor fisiológico se encuentran: el disparo de las motoneuronas (apartado 1.1.1.3), la componente cardiobalística⁷ y la componente respiratoria [56].

Joyce y Rack [43] encontraron que cambiando los parámetros de rigidez y de masa podían trasladar el pico de frecuencia entre la banda de $2 - 12Hz$, pero cuando trataban de llevar el pico más allá de los $12Hz$ la magnitud del temblor se reducía considerablemente debido al comportamiento del brazo como un filtro pasabajo.

Por todo ello, de acuerdo con (1.1), como los distintos segmentos del cuerpo tienen distintas masas asociadas, tendrán distintas frecuencias de resonancia. Estas frecuencias serán mayores cuanto menor sea la inercia asociada a la articulación. Así la frecuencia de resonancia de las articulaciones de los dedos ($43Hz$) es mayor que la del hombro ($2Hz$), y la de la articulación de la muñeca ($9Hz$) se encontraría entre estas dos [56].

Además de la componente mecánica existe, al menos, otra componente independiente de la masa, que en todas las articulaciones se encuentra en la banda $8 - 12 Hz$ y que tiene un origen neurológico [30] y se puede observar analizando la señal de EMG de los músculos que controlan la articulación. Si bien esta componente es mucho menos importante que la componente mecánica [67, 71].

La existencia de esta componente con origen neurológico en la muñeca es especialmente problemática dado que ocupa la misma banda de frecuencias que la componente mecánica. Roger Elble [30] resolvió el problema añadiendo masa a la articulación de la muñeca y viendo cómo, lo que en principio era un único pico, se convertía en dos picos, uno que se desplazaba con el inverso de la raíz cuadrada de la masa —de acuerdo con (1.1)— y otro que permanecía constante en la banda de $8 - 12 Hz$ y que era consistente con el pico en el espectro de EMG analizado.

El origen de la componente neurológica del temblor fisiológico es menos claro que la componente mecánica. Se han postulado varios mecanismos que la podrían explicar y que no tienen porqué ser mutuamente excluyentes.

⁷Debida al corazón

Por un lado, el modo en que se reclutan las motoneuronas hace que siempre haya motoneuronas disparando en torno a los $8Hz$. Generalmente las motoneuronas no están sincronizadas, de modo que el efecto general es que los disparos se cancelen mutuamente entre sí. Sin embargo, una motoneurona grande disparando sobre un fondo de motoneuronas pequeñas puede producir oscilaciones [56, 67]. Esta componente explicaría porqué, cuando hacemos fuerza con el músculo, aumentamos la amplitud del temblor.

Por otra parte, algunos autores modelizan el arco reflejo como un sistema de segundo orden que tendría una frecuencia de resonancia en torno a los $8Hz$, que también contribuiría al temblor [56]. Otros autores hacen otro tipo de análisis con respecto a las contribuciones del arco reflejo y creen que puede intensificar la componente mecánica del temblor. En este caso, debería haber una componente en el espectro de EMG que se desplace junto con la componente mecánica [67, 79]. Algunos autores encuentran que para los usuarios con menor amplitud del temblor fisiológico esta componente del espectro EMG existe y desaparece para los temblores fisiológicos de mayor amplitud [79], mientras que para otros autores esta componente, de existir, tendría una influencia mínima [67].

La contribución de los reflejos al temblor ha sido estudiada con detalle por Oğuztöreli y Stein [59, 60, 78]. Según estos autores el temblor estaría básicamente debido a un sistema mecánico de cuarto orden (el músculo y su interacción con la masa) y una parte debida a la realimentación neuronal, que incluiría al arco reflejo, pero también otros bucles a nivel transcerebelar y cortical. El tiempo de retraso asociado a estos bucles se había estudiado con anterioridad por parte de Millner–Brown *et al.* [57] que había estimado los retrasos temporales debido a la longitud de los bucles:

Bucle espinal (arco reflejo) :	30ms
Bucle cortical :	55ms
Bucle transcerebelar :	83ms

Los anteriormente citados Oğuztöreli y Stein crean un modelo de control muscular en el que figuran estos tres bucles y obtienen que las constantes temporales de los distintos bucles están sintonizadas entre sí, de tal modo que si la ganancia de los bucles es similar, el sistema compensa de manera eficiente las oscilaciones [59] —cada bucle compensa las oscilaciones debidas al bucle con la constante temporal más baja—, pero si se descompensan las ganancias de modo que una sea mucho más grande que las otras, aparecen oscilaciones

en la banda $4 - 10Hz$ [60], que es la banda en la que aparecen muchos temblores patológicos.

Timmer *et al.* [82, 81] utilizan el modelo de Oğuztörelı y Stein para dilucidar la importancia que los componentes reflejos tienen en el temblor y para ello ajustan el modelo al registro de señales de temblor fisiológico usando técnicas de análisis espectral cruzado⁸, demostrando que las componentes reflejas (sin distinguir si son las debidas al arco reflejo o los bucles superiores) intervienen en la generación del temblor reflejo.

Así pues, el temblor fisiológico tiene una componente mecánica que es la más importante en cuanto a magnitud y, al menos, otra componente neurológica. Esta segunda componente puede ser debida al modo en que se reclutan las motoneuronas para producir fuerza y a las componentes reflejas que involucrarían bucles de realimentación a distintos niveles.

Orígenes de los temblores patológicos Los mecanismos fisiológicos involucrados en los temblores patológicos son mucho menos conocidos que los mecanismos del temblor fisiológico. En general, se asume que la etiología del temblor patológico está en el sistema nervioso central [23] e involucran las estructuras extrapiramidales del control motor (apartado 1.1.1.2).

Algunos autores opinan que debe existir alguna estructura donde se origine el temblor [28], mientras que otros opinan que el temblor es un desajuste de algunos de los mecanismos que intervienen en el control del movimiento [23].

Además, pese a que la causa de la mayoría de los temblores patológicos parece estar de manera muy convincente en el sistema nervioso central, también parece que los reflejos juegan un papel importante como disparadores del temblor [66] y pueden actuar sobre la fase de las oscilaciones [28].

Las causas de la aparición del temblor habría que buscarlas en la patología asociada. Así en la enfermedad de Parkinson, la destrucción de las neuronas de la *Sustancia Negra* causan déficits de Dopamina, muy importante en la activación de los ganglios basales, que a su vez intervienen en el control motor a través de la participación de tálamo. De hecho, la ausencia de la Dopamina es capaz de explicar por sí misma buena parte de los síntomas motores de la enfermedad de

⁸Cross spectral analysis

Parkinson [28]. A pesar de ello, la corteza motora parece estar involucrada en la generación del temblor de Parkinson, o ser un reflejo de las actividades subcorticales. Se ha demostrado una coherencia muy alta entre las señales de electroencefalografía (EEG) y magnetoencefalografía (MEG) de la corteza y la señal de EMG de músculos temblorosos en Parkinson [23] y la estimulación magnética de la corteza motora puede alterar la fase de las oscilaciones del temblor Parkinsoniano [28].

Las causas del temblor esencial están mucho menos claras dado que no hay asociado un trastorno neurológico aparente con esta patología, aunque las causas de este temblor podrían encontrarse en los bucles cerebelo-talámicos [23].

Los temblores cerebelosos tienen su origen en una lesión del cerebelo. El cerebelo es muy importante en la realimentación sensorial (ver apartado 1.1.1.2), e interviene en el control de los movimientos influyendo directamente o a través del resto de las estructuras del sistema extrapiramidal. La participación del cerebelo en otros temblores como el esencial y los temblores parkinsonianos parece poco importante [24].

Pese a que síndromes distintos pueden presentar temblores fenomenológicamente similares —por ejemplo determinados pacientes de Parkinson presentan temblores posturales similares a los temblores posturales asociados al temblor esencial—, de ahí no puede inferirse que se trate del mismo tipo de déficits en las estructuras involucradas. Algunos autores han propuesto el uso de herramientas de análisis de la señal del temblor para el diagnóstico diferencial de algunas patologías relacionadas con el temblor. Así Beuter y Edwards [11, 27] proponen el uso de características en el dominio de la frecuencia [11] y en el dominio del tiempo [27] para discriminar entre temblores fisiológicos intensificados y temblores posturales asociados al Parkinson. Gantert *et al.* [36] estudian las características dinámicas de las señales del temblor fisiológico intensificado, temblor postural en el Parkinson y encuentran dinámicas distintas (tabla 1.2), lo que les permite construir un clasificador para discriminar entre estos tipos de temblores

En resumen, los orígenes de los temblores patológicos siguen siendo hasta el momento materia de debate, si bien parece claro que involucran la interacción de toda una serie de estructuras cerebrales vinculadas al control de los movimientos —corteza, tálamo, sustancia negra, sustancia roja, cerebelo—, sin embargo en cada patología intervienen una serie de mecanismos distintos para la producción del temblor.

Temblor	Característica dinámica
Temblor fisiológico intensificado	Lineal estocástica
Temblor postural Parkinsoniano	Caótico
Temblor esencial	No lineal estocástico

Tabla 1.2: Características dinámicas de diversos temblores patológicos según Gantert *et al.* [36]

1.1.2.4. Tratamiento del temblor

Pese al desconocimiento de los principios patofisiológicos asociados al temblor patológico, existen tratamientos para el temblor. Estos tratamientos se pueden clasificar en tratamientos farmacológicos y tratamientos quirúrgicos.

Tratamientos farmacológicos La enfermedad de Parkinson está relacionada con la falta de un neurotransmisor llamado **dopamina** y su tratamiento consiste típicamente en la administración de sustancias sustitutivas de la dopamina como la L-Dopa. El tratamiento con L-Dopa reduce el temblor asociado al Parkinson en una mayoría de los casos, si bien puede producir como efectos secundarios la aparición de otros trastornos del movimiento como la discinesia —movimientos involuntarios— [16].

El tratamiento más característico para la supresión del temblor es la administración de fármacos β -bloqueantes como el propranolol. Es el tratamiento típico para el temblor esencial, aunque existe un porcentaje de afectados, en torno al 15%, que son resistentes a este tipo de tratamiento [16].

Los temblores cerebelosos y el temblor de Holmes son típicamente resistentes a los tratamientos farmacológicos [16, 23].

Tratamiento quirúrgico del temblor El tratamiento quirúrgico por excelencia para la supresión del temblor es la termocoagulación del tálamo [21], que consiste, básicamente, en producir una lesión controlada en algunas de las estructuras del tálamo. Los objetivos típicos han sido el tálamo ventrolateral y especialmente el núcleo ventral intermedio. Los mecanismos que explican el éxito de esta intervención todavía no son bien conocidos, aunque se supone que tiene que ver

con el bloqueo en el tálamo de las conexiones de los ganglios basales o bien de las conexiones cerebelo-talámicas.

Desde mediados de los años 80 se viene utilizando con éxito la estimulación cerebral profunda como sustitutivo de la talamotomía. La estimulación cerebral profunda —o DBS de sus siglas en inglés (Deep Brain Stimulation)—[21] consiste en la aplicación de un campo eléctrico de alta frecuencia en las mismas estructuras en las que se aplicaban los procedimientos de termocoagulación. La DBS tiene las ventajas asociadas de la reversibilidad —se puede desconectar el estimulador— y un menor número de efectos secundarios asociados.

Ambas técnicas —DBS o talamotomía— han sido utilizadas con éxito en pacientes con temblores de Parkinson —el éxito se encuentra entre 80%–90% de los casos— y temblores esenciales (50%–70%), sin embargo, su utilización en temblores cerebelosos y temblores de Holmes ha resultado mucho menos exitosa —un porcentaje del 30%–50% de éxitos en pacientes con esclerosis múltiple— [16].

Además, durante los últimos años están apareciendo indicios de que la estimulación profunda del cerebro está asociada con depresión aguda transitoria [7].

1.1.3. El miembro superior

El miembro superior forma una unidad anatómo-funcional, cuya misión fundamental es permitir que la mano realice sus funciones optimizando su movilidad y permitiendo que pueda alcanzar los diferentes puntos de la superficie corporal de la persona, de forma que sea posible aproximar, manipular y mover objetos desde y hacia el cuerpo. Entre todos los puntos del espacio donde debe actuar, cobra una especial relevancia la zona de la cara, la boca y el entorno del campo exploratorio visual inmediato.

Para conseguir esta función principal se necesita una gran movilidad. Por ello la cadena cinemática formada por el miembro superior tiene un alto grado de movilidad, así como capacidad distal de prensión con un gran número de posiciones y funciones posibles. Todo este conjunto de elementos rotan, acortan y alargan el miembro superior, de manera que la mano pueda colocarse y orientarse en una gran variedad de posiciones.

Según diversas tesis antropológicas, la aparición de la locomoción bipodal permitió liberar a los miembros superiores de su función de

apoyo durante la marcha, contribuyendo al gran desarrollo del cerebro, la aparición de la inteligencia y la evolución del lenguaje.

Podríamos decir que la mano es la parte del cuerpo que más caracteriza al ser humano y le diferencia del resto de los animales, siendo muy compleja anatómica y fisiológicamente. La mano es el elemento fundamental de la extremidad superior y todas las demás estructuras anatómicas están funcionalmente supeditadas a su servicio [84].

1.1.3.1. Anatomía del miembro superior

El miembro superior consta de tres articulaciones importantes —el hombro, el codo y la muñeca— más toda la serie de articulaciones que componen la mano, aunque quizá deberíamos incluir el antebrazo como una articulación extra desde el punto de vista cinemático, ya que a lo largo de él se produce un movimiento de gran importancia funcional como es la pronosupinación —movimiento de rotación del antebrazo—. A continuación se describe con mayor profundidad cada una de las articulaciones que componen el miembro superior.

El hombro La articulación del hombro la componen tres huesos, el húmero, la escápula y la clavícula. La escápula juega un papel muy destacado en esta articulación. En su extremo lateral tiene una estructura en forma de copa donde articula la cabeza del húmero: es la fosa glenoidea y a la articulación que forman el húmero y la fosa glenoidea se le conoce como *articulación gleno-humeral*. Por otro lado, en la parte anterior de la escápula hay una prominencia ósea donde articula el extremo lateral de la clavícula. La prominencia de la escápula se denomina acromion y da nombre a la articulación con la clavícula: *articulación acromio-clavicular*. Por último, la clavícula articula con el extremo superior del esternón en la llamada articulación *esterno-clavicular*.

El hombro es una articulación de gran movilidad y una gran inestabilidad mecánica. El húmero articula únicamente con la escápula, que es una estructura que “flota” sobre la parte posterior de la caja torácica entre dos capas de tejido muscular. La única unión rígida con el tronco se realiza a través de la articulación entre la escápula y la clavícula y entre ésta y el esternón. Para controlar los movimientos de esta estructura es necesaria buena parte de la musculatura del tronco y del brazo.

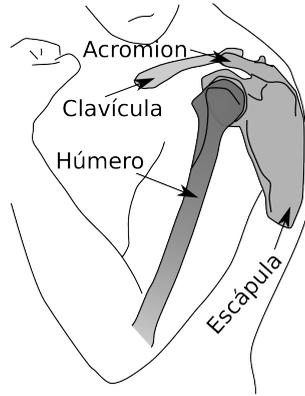


Figura 1.5: Articulación del hombro

El codo La articulación del codo la forman básicamente dos huesos: el húmero y el cúbito. Se trata de la articulación más parecida a una bisagra del cuerpo humano. El húmero tiene una hendidura: la cavidad sigmoidea, que desliza sobre la tróclea —una especie de bisagra en el extremo distal del húmero—. La cabeza del cúbito forma la prominencia ósea más destacada del codo: el olécranon. El radio también interviene en la articulación del codo: en su extremo superior forma una superficie, la cúpula radial que apoya en el cóndilo humeral.

El codo tiene un único movimiento posible la flexo-extensión, que consigue un acercamiento-alejamiento de la mano respecto de la cabeza.

El antebrazo El antebrazo está constituido por dos huesos, el cúbito y el radio, que articulan entre sí para permitir el giro de la mano. Este movimiento se llama pronosupinación. La posición de pronación del antebrazo se alcanza cuando, con la muñeca extendida, la palma de la mano mira hacia abajo y el pulgar hacia dentro. La posición de supinación es con la palma dirigida hacia arriba.

El movimiento de pronosupinación se realiza por el movimiento relativo del radio respecto del cúbito. Ambos huesos están paralelos en la supinación y el radio se cruza sobre el cúbito en la pronación. Este movimiento se consigue porque ambos huesos articulan a la altura del codo y en la muñeca. Los dos huesos tienen una forma aproximadamente triangular y están colocados de modo que la base de

uno de los huesos coincide con la cúspide del otro. Este es el motivo por el cual el cúbito es el hueso fundamental en el codo y el radio en la muñeca. A la altura del codo, el radio gira respecto del cúbito alrededor del ligamento anular.

La muñeca La muñeca es una articulación conformada por los huesos del antebrazo y los huesos del carpo. El carpo está compuesto por ocho huesos que articulan con los huesos del antebrazo — fundamentalmente con el radio— y con los huesos del metacarpo. Los huesos del carpo se encuentran en dos filas que definen dos articulaciones: la radiocarpiana entre el radio y la primera fila de huesos y la mediocarpiana entre la segunda fila de huesos y los huesos de la mano.

En la muñeca existen básicamente dos grados de libertad. El debido a la flexoextensión de la muñeca y el movimiento de desviación radial–desviación cubital o abducción–adducción. El movimiento más importante desde el punto de vista de la función de la muñeca es el de flexoextensión. Para propósitos ortésicos ambos movimientos se consideran como circulares puros y los centros articulares de las ortesis se sitúan en el hueso trapecoide.

1.1.3.2. Biomecánica del miembro superior

Una buena parte de los modelos biomecánicos de miembro superior publicados son modelos cuyo objetivo es estimar el esfuerzo que realizan los diferentes grupos musculares del miembro superior cuando éste se ve sometido a un esfuerzo o realiza un movimiento [50, 62, 69], el ámbito de éstos trabajos es el obtener modelos de optimización en la distribución de las cargas de los distintos grupos musculares y compararlos con los patrones en sujetos experimentales con el objetivo de conocer de qué modo optimiza una persona la distribución de cargas.

Otro aspecto, muy ampliamente tratado en la literatura científica, es la estimación de las componentes viscoelásticas asociadas a las articulaciones de miembro superior. Una muy buena revisión de las distintas contribuciones se encuentra en el trabajo de Acosta *et al.* [1], quienes, a su vez, proponen una metodología, basada en un brazo robot, para la estimación de las características de la respuesta en frecuencia de todo el miembro superior y que los autores denominan *rigidez dinámica*. Los autores argumentan que la existencia de un

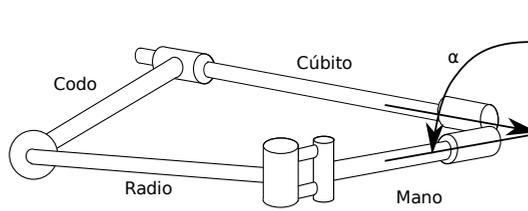


Figura 1.6: Modelo de pronosupinación de Weinberg *et al.*[85].

buen número de grupos musculares biarticulares hace que las características viscoelásticas de cada una de las articulaciones no sean independientes. Por este motivo, se proponen caracterizar la respuesta de todo el miembro superior utilizando una estimulación estocástica, con un ancho de banda de hasta 20 Hz en el plano transversal. Otros autores, han tratado de estimar las componentes rígidas y elásticas de todo el miembro superior mediante el movimiento pendular libre [52].

El planteamiento de la cinemática del miembro superior es otro de los aspectos que han sido tratados con detalle. Chèze *et al.* [14] proponen el uso de la parametrización de Denavit y Hartenberg [20] para modelizar la cinemática del miembro superior y usan fotogrametría para la localización de los centros articulares. Prokopenko *et al.* [64], utilizan un modelo de ángulos de Euler para definir la cinemática de las articulaciones. La geometría de miembro superior que proponen está ideada para minimizar el error de la posición en el extremo de la mano. Estos autores modelan el hombro como una articulación esférica, el codo y la mano como articulaciones tipo bisagra y asumen toda la rotación debida a la pronación–supinación del antebrazo en el codo.

El movimiento de pronosupinación ha sido tratado en detalle por algunos autores. Weinberg *et al.* [85] proponen un modelo de pronosupinación bien adaptado a la cinemática del movimiento pero con una muy difícil correlación fisiológica (figura 1.6).

El modelo de pronosupinación propuesto por Yasutomi *et al.* [88] tiene una correspondencia fisiológica más clara (figura 1.7). Ambos modelos pretenden predecir las limitaciones mecánicas en el movimiento de pronosupinación impuestas por la deformidad de alguno de los dos huesos.

En cuanto a los modelos dinámicos del miembro superior, el número de contribuciones científicas es bastante reducido en comparación

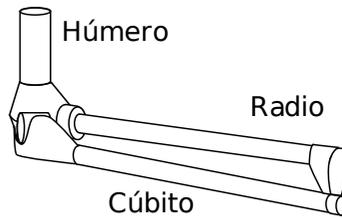


Figura 1.7: Modelo de pronosupinación de Yasutomi *et al.*[88].

con los modelos biomecánicos dinámicos de miembro inferior de los que existe una gran profusión en la bibliografía científica. Esto probablemente sea debido a la mayor complejidad de las articulaciones del miembro superior, que unido a su gran movilidad hacen que sea más difícil la obtención de modelos dinámicos fiables de miembro superior. Cabe destacar el modelado dinámico de la pronosupinación propuesto por Reich y Daunich [70], quienes separan las masas arrastradas en el movimiento del cúbito alrededor del radio a partir de imágenes de resonancia magnética en tres posiciones del antebrazo y en tres momentos del movimiento. Con ello, obtienen las matrices de inercia para la parte relativa al cúbito y al radio. El modelo cinemático subyacente en esta aproximación es idéntico al de Yasutomi *et al.* [88]. El mayor inconveniente de su aproximación es que utilizan a un único sujeto varón para la obtención del modelo.

Al margen de esta contribución, únicamente existen los modelos biomecánicos clásicos de cuerpo entero en los que el miembro superior se modela de manera sencilla. Los modelos mejor documentados en la bibliografía científica son el de Drillis y Contini [26], Winter [86] y el de Zatsiorsky-Seluyanov corregido por Leva [51]. Tanto el de Drillis y Contini como el de Winter, ofrecen una regresión para la estimación de la masa el centro de gravedad y el momento de inercia en el eje de máxima inercia del segmento (habitualmente el de flexión-extensión). El modelo de Zatsiorsky-Seluyanov ofrece el momento de inercia respecto de tres ejes ortogonales. El modelo cinemático del miembro subyacente a todos es bastante sencillo: el hombro es una articulación esférica, el codo una bisagra, el movimiento de pronosupinación se produce completamente en el codo y la muñeca tiene dos grados de libertad correspondientes a sus dos movimientos.

1.1.4. Ortesis de miembro superior

Antes de introducir las ortesis de miembro superior es necesario introducir el concepto de ortesis. La norma UNE 111-909-90/1 define ortesis como:

Cualquier dispositivo aplicado externamente sobre el cuerpo humano, que se utiliza para modificar las características estructurales o funcionales del sistema neuro-músculo-esquelético.

Es decir, se trata de un sistema que ayuda a recuperar la función perdida. El concepto de ortesis no debe confundirse con el de prótesis. Una **prótesis** es un aparato que reemplaza un *segmento* del cuerpo humano, mientras que una **ortesis** reemplaza una *función* dañada o perdida de un segmento corporal existente.

La palabra ortesis deriva del griego *ortho* que significa recto, enderezado o correcto. El término ortesis se acuñó tras la II Guerra Mundial y se utilizó por primera vez en los principios de la década de 1950, adoptándose en 1960 por la Organización Profesional de Ortesistas y Protesistas Americanos⁹ [84].

1.1.4.1. Clasificación de las ortesis de miembro superior

Es habitual dentro del mundo de la ortésica referirse a las ortesis por un acrónimo que es indicativo de las articulaciones sobre las que opera. En el caso de las ortesis de miembro superior tendremos:

HO	Ortesis de mano (Hand Orthoses)
WO	Ortesis de muñeca (Wrist Orthoses)
EO	Ortesis de codo (Elbow Orthoses)
SO	Ortesis de hombro (Shoulder Orthoses)
WHO	Ortesis de muñeca-mano (Wrist-Hand Orthoses) [32]
EWHO	Ortesis de codo muñeca y mano (Elbow-Wrist-Hand Orthoses)
SEWHO	Ortesis de hombro-codo-muñeca-mano (Shoulder-Elbow-Wrist-Hand orthoses)

Evidentemente para cada una de las articulaciones, o combinaciones de articulaciones, que se derivan de la clasificación por la extensión, podemos encontrar ortesis con funciones muy distintas.

⁹American Orthotics and Prosthetic Association

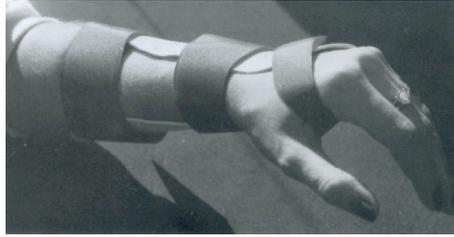


Figura 1.8: Ortesis pasiva inmovilizadora construida en termoplástico [15]

Existen clasificaciones funcionales muy diversas [15, 34, 84]. Dado que el objeto de esta introducción no es una recopilación exhaustiva de todos tipos de existentes, sino una exposición razonada en función de la aplicabilidad de sus principios constructivos para el desarrollo de ortesis para la supresión del temblor, vamos a considerar la siguiente clasificación según el mecanismo de acción:

1. Ortesis pasivas
 - a) Inmovilizadoras
 - b) Para restringir el rango articular
2. Ortesis activas
 - a) Estáticas
 - b) Dinámicas

A continuación pasa a describirse cada uno de los tipos de ortesis de miembro superior.

Ortesis pasivas Llamamos ortesis pasivas a aquellas cuyo objetivo no es aplicar cargas sobre el miembro superior sino restringir la movilidad de las articulaciones.

Este tipo de ortesis se utiliza habitualmente para proteger estructuras lesionadas, o en cualquier caso en el que sea necesario reducir la movilidad de la articulación.

De entre las ortesis pasivas, las **ortesis pasivas de inmovilización** (figura 1.8) fijan la articulación en una posición segura y al mismo tiempo 'funcional', es decir, en una posición que permita realizar el



Figura 1.9: Ortesis comercial Bledsoe®

máximo posible de tareas utilizando el resto de articulaciones para compensar la articulación inmovilizada. Tradicionalmente la aproximación más habitual ha sido el uso de yesos. En la actualidad existen soluciones que permiten una inmovilización eficaz y proporcionan al mismo tiempo cierta holgura útil para evitar la atrofia de los músculos que controlan la articulación y favorecer de este modo la recuperación tras la retirada de la ortesis.

El otro tipo de ortesis pasivas, las ortesis pasivas para la **restricción del rango articular** (figura 1.9) se utilizan cuando las lesiones producidas permiten un cierto rango articular, esto refuerza las posibilidades funcionales y evita la atrofia muscular de una forma más eficiente.

Ortesis activas Las ortesis activas son ortesis cuyo principal cometido es aplicar cargas sobre diferentes estructuras del cuerpo humano. Las **ortesis activas estáticas** ejercen una carga constante sobre una articulación cuando hay un déficit muscular que debe compensarse,

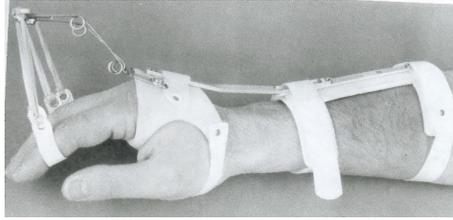


Figura 1.10: Ortesis activa estática para la flexión de los dedos



Figura 1.11: Ortesis Golden Arm del hospital Rancho Los Amigos [2]

cuando es necesario rehabilitar un determinado grupo muscular o cuando se pretende corregir una deformidad (figura 1.10).

Las **ortesis activas dinámicas** son aquellas que permiten mover los segmentos corporales en personas que tienen debilidad muscular, o bien lesiones —por ejemplo lesionados medulares— que les impiden mover por ellos mismos los brazos (figuras 1.11 y 1.12).

De las ortesis dinámicas activas se puede hacer a su vez varias subclasificaciones, por ejemplo, en función de la fuente de energía necesaria para accionarlas se pueden clasificar en ortesis accionadas por el usuario y ortesis accionadas mediante una fuente externa de energía. También pueden clasificarse en función de donde están ancladas. En esta clasificación distinguiríamos entre ortesis fijadas a un elemento externo (habitualmente el suelo, una mesa o la silla de ruedas) y ortesis portables, ancladas al cuerpo o exoesqueletos.

Entre las primeras ortesis accionadas por el propio usuario se encuentra la Ortesis del Antebrazo Equilibrado —BFO: Balanced Forearm Orthosis— [68], que además es una de las mejor aceptadas. La

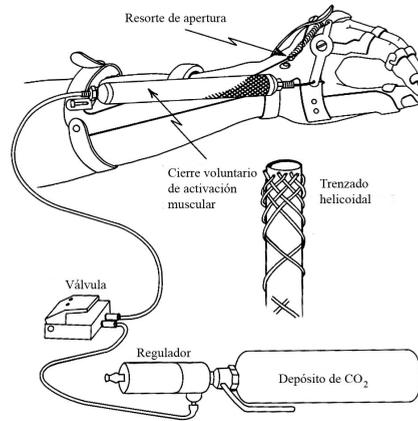


Figura 1.12: Ortesis activa dinámica operada por un músculo artificial [3]

BFO se desarrolló en el año 1965 y permite mover los brazos en el plano horizontal a personas con debilidad muscular. Para ello dispone de dos segmentos con articulaciones a lo largo del plano horizontal. Un extremo de la BFO se fija sobre la silla de ruedas y sobre el otro extremo, el usuario puede apoyar el antebrazo. De este modo la ortesis le permite a la persona actuar sobre la superficie de una mesa.

Existe una versión mejorada de la BFO que permite el movimiento vertical. Para ello dispone de una articulación suplementaria en su base. El peso del brazo se compensa mediante cintas elásticas. Sin embargo, el diseño no compensa de modo exacto la componente gravitatoria. Este efecto fue mejorado utilizando resortes en el año 2000 [68], de manera que la componente vertical de la ortesis se ajustara a la fuerza de la gravedad y diera 'sensación de ingravidez' del brazo afectado para poder desplazarlo con muy poco esfuerzo.

La primera ortesis computadorizada fue desarrollada por el Case Institute of Technology en el año 1960 [49]. Se trataba de una ortesis con cuatro grados de libertad configurada en forma de exoesqueleto. El control se realizaba mediante una lámpara montada sobre la cabeza del usuario con la que se disparaban sensores de luminosidad situados en la cercanía del usuario.

En el hospital Rancho Los Amigos de California, se desarrolló una ortesis motorizada de seis grados de libertad llamada "Golden Arm" (figura 1.11) [2]. La configuración del Golden Arm es similar a la de la ortesis desarrollada por el Case, pero sin control por ordenador. Estaba montada en una silla de ruedas y fue considerada útil por usuarios con debilidad en el miembro superior pero con sensación, como polio o esclerosis múltiple [68]. Esta ortesis se controlaba por un conjunto de interruptores accionados con la lengua. Moe y Schwartz [58] modificaron el control del Golden Arm para que pudiera manejarse desde un dispositivo de seguimiento de la mirada.

En 1975 The Burke Rehabilitation Center modificó la BFO añadiéndole actuadores. Se utilizaron motores de corriente continua y 5 grados de libertad que incluían la pronosupinación del antebrazo y la flexoextensión del codo.

Durante los últimos años, el diseño de exosqueletos se ha vuelto a retomar, por un lado el ya citado trabajo de Rahman y colaboradores [68] con respecto a la BFO, pero además han surgido un buen número de trabajos orientados no únicamente desde el punto de vista de la ortésica [41, 47] sino de lo que se han venido en llamar extendedores¹⁰ [44] sistemas pensados para «extender» las capacidades de los usuarios en situaciones extremas, diseñados habitualmente para ser utilizados por equipos de rescate o por soldados.

1.1.4.2. Principios ortésicos

Para el diseño y la fabricación de ortesis es necesario tener en cuenta una serie de principios que garanticen la seguridad del usuario, la eficiencia del sistema ortésico y que permitan, al mismo tiempo, desarrollar su función sin crear problemas de confort. A continuación vamos a ver qué aspectos hay que tener en cuenta.

Presiones El principio de funcionamiento de una ortesis implica la transmisión de cargas al sistema esquelético, sin embargo esta transmisión de cargas se ha de realizar a través de los tejidos blandos que lo envuelven, lo cual determina la carga máxima que se puede aplicar.

Habitualmente, estos requisitos se establecen en forma de la presión máxima que es posible aplicar a los tejidos. Esta presión ha de cumplir dos tipos de requisitos: seguridad y confort.

¹⁰En inglés: extenders

Para cumplir los **requisitos de seguridad** es conveniente que la presión se encuentre siempre bajo el nivel de la presión de isquemia: Aproximadamente 30mmHg [48].

La relación entre las presiones y el **confort** es bastante más complicada. La sensación de presión se tiene a través de los receptores del tacto y éstos son sensibles a la deformación de las capas de tejido donde están ubicados [18], así pues, la percepción de presión es indirecta: la presión deforma los tejidos y es esta deformación la que es recogida por los receptores cutáneos. Además, el tipo, densidad y distribución de receptores cutáneos varía de manera significativa dependiendo de la parte del cuerpo. Por todo ello, la percepción de la presión es dependiente del tamaño y la forma del indentador que aplica la presión [39].

Además, los receptores cutáneos tienen una respuesta dinámica a la excitación (adaptación). Esta respuesta dinámica hace que la percepción de la presión sea dependiente de la dinámica del proceso de aplicación de la presión. Por ello el umbral de disconfort frente a una presión disminuye con el tiempo de exposición o tras realizar varias aplicaciones de una misma presión [13].

A pesar de todo ello algunos autores han utilizado sistemas para aplicar cargas de forma controlada y de este modo establecer umbrales de presión adecuados para el confort [13]. Esta aproximación, si bien puede ofrecer únicamente pautas generales de aceptación de la presión, sí que sirve para establecer diferencias entre distintas áreas del cuerpo según sean más o menos sensibles a la presión desde el punto de vista del confort. La figura 1.13(a) muestra las tres áreas del antebrazo y la mano en función de su sensibilidad a las presiones, un tono más oscuro representa una mayor sensibilidad y por lo tanto menor capacidad de absorber presiones antes de sentirse incómodo [13].

Por todo lo anteriormente comentado, la estrategia en el diseño de ortesis suele consistir en reducir la presión lo máximo posible. Para ello se diseñan soportes que abarquen la mayor cantidad de área posible.

Sin embargo, desde el punto de vista del confort, ésta podría no ser una estrategia de actuación adecuada. Goonetilleke [39] demuestra que en ciertas condiciones es más confortable acumular tensiones en zonas reducidas que distribuirlas en zonas amplias, dado que al distribuirse se está activando a un número mayor de receptores del tacto, lo que puede repercutir en un mayor disconfort. Es la llamada teoría de la suma espacial¹¹. En opinión de Goonetilleke existe un

¹¹Spatial Summation Theory

óptimo sobre el que distribuir una carga desde el punto de vista del confort, si bien no aporta una metodología de cómo encontrar ese óptimo.

Compatibilidad cinemática Una ortesis debe construirse de modo que su actuación respete la cinemática articular, de lo contrario someterá a las estructuras de estabilización de la articulación (ligamentos y tendones) a una serie de esfuerzos que pueden terminar por producir una lesión. Esto es especialmente grave en las articulaciones potentes, como la rodilla. Por ello existen trabajos específicos para el desarrollo de mecanismos que sean compatibles cinemáticamente con la rodilla del usuario [6].

En las articulaciones del miembro superior este problema no es tan importante dado que habitualmente por estas articulaciones no pasan cargas tan grandes como en el miembro inferior, por lo que en la práctica ortopédica se considera que la articulación del codo y de la muñeca se comportan aproximadamente como pares inferiores giratorios con el centro de giro localizado en posiciones anatómicas muy precisas.

El centro de rotación del codo se supone que está en la línea que une el epicóndilo y la epitroclea, por lo que los actuadores giratorios se suelen colocar alineados de este modo.

Para el movimiento de flexoextensión de la muñeca, se considera que gira respecto de la línea que une los centros de los huesos de la muñeca escafoides y piramidal. Para el movimiento de abducción–adducción se considera que la muñeca gira respecto del centro del hueso grande en un eje perpendicular al plano de la mano.

Fuerzas cortantes Las fuerzas cortantes, junto con las presiones son la causa más frecuente de lesiones en la piel cuando los tejidos blandos están sometidos a cargas continuas.

En general, en la práctica ortésica se trata de evitar al máximo las fuerzas cortantes, por eso los diseños tratan de conseguir que las fuerzas sean lo más normales posibles a los segmentos corporales (figura 1.10).

Esta estrategia, si bien es la más segura, produce ortesis muy voluminosas cuando se utilizan actuadores lineales, motivo por el cual se prefieren los actuadores giratorios, o en el caso de utilizar actuadores lineales (como los músculos artificiales de la figura 1.12)

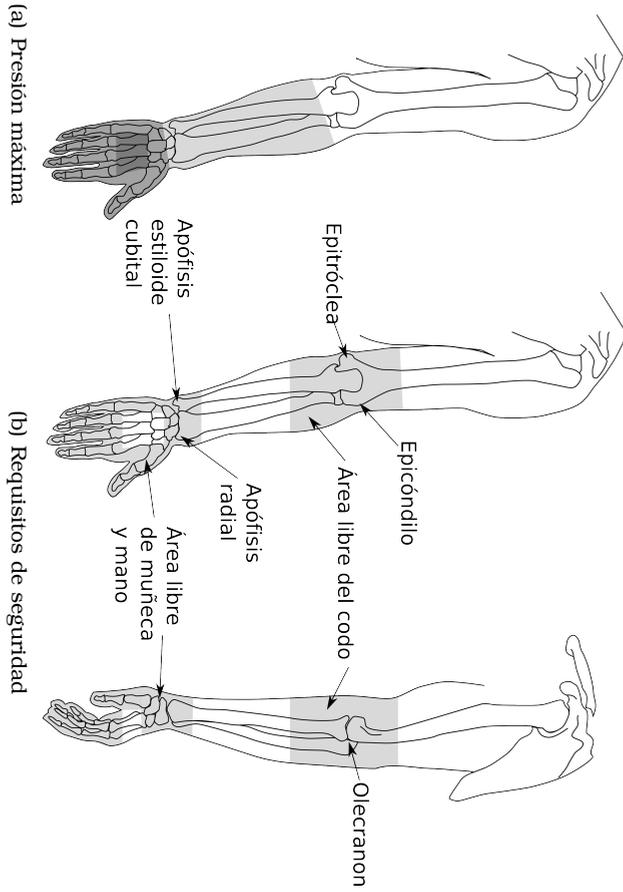


Figura 1.13: Principios a tener en cuenta en el diseño de ortesis

los actuadores ejercen el esfuerzo sobre una estructura ortésica que articula de manera paralela al segmento corporal y de esta forma reduce las cargas cortantes.

Protección de estructuras corporales Cuando se diseña una ortesis es necesario evitar aplicar cargas sobre las prominencias óseas —para minimizar el riesgo de lesiones en la piel— y sobre las zonas en las que los nervios pasan de manera superficial, para reducir el riesgo de lesión neurológica.

Además, hay que dejar el suficiente espacio en los pliegues articulares, para que no se produzcan pellizcos en los tejidos blandos. La figura 1.13(b) muestra las estructuras del antebrazo y de la mano que hay que tener en cuenta de acuerdo con las anteriores consideraciones.

1.1.5. Supresión del temblor

El hecho de que un porcentaje importante de temblores sea resistente a los tratamientos convencionales ha llevado a determinados grupos de investigación a desarrollar alternativas. Una de estas alternativas consiste en eliminar el temblor no en el origen, sino en sus consecuencias, es decir separando la componente de temblor de la componente del movimiento voluntario y anulándola.

Hay dos estrategias posibles que se han empleado para suprimir el temblor: evitar las consecuencias asociadas al temblor, o bien, utilizar algún medio para suprimir mecánicamente el temblor.

La primera de las estrategias es útil para la realización de trabajos en los que se requiere un dispositivo intermedio, tal como un joystick. Aunque el usuario opere el joystick con temblor, si conseguimos que la señal que el joystick envía al sistema no contenga la parte de temblor, el usuario podrá activar el sistema eficientemente. Esta estrategia se comenta en el apartado 1.1.5.2.

La segunda de las estrategias consiste en la utilización de sistemas ortésicos para suprimir el temblor. Esta estrategia se comenta en el apartado 1.1.5.1.

1.1.5.1. Supresión del temblor por medios ortésicos

La supresión del temblor por medios ortésicos implica la utilización de sistemas mecánicos que sean capaces de modificar el comportamiento de los segmentos del cuerpo humano en donde se genera el

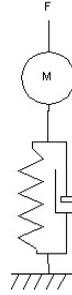


Figura 1.14: Sistema mecánico lineal.

temblor. Por ello, en primer lugar se ofrece un marco teórico sobre el que con posterioridad se explicarán las distintas aproximaciones que se han empleado en la literatura científica para este tipo de supresión del temblor. Además, las distintas aproximaciones para suprimir el temblor se han agrupado en dos grandes bloques que se comentarán con posterioridad:

Ortesis ancladas al suelo: En este bloque se comentarán las distintas aproximaciones en las que el sistema para la supresión del temblor se encuentra entre la parte que sufre temblor y un elemento común como puede ser el suelo, una mesa o una silla de ruedas.

Ortesis para llevar puestas: En este bloque se comentarán las distintas aproximaciones en las que el sistema para la supresión del temblor se encuentra fijado al usuario que sufre el temblor.

Sistemas mecánicos El comportamiento de un sistema ortésico como el de la figura 1.14 se puede escribir en forma de ecuación diferencial (1.2)

$$F(t) = I \cdot \frac{d^2(\Delta X)}{dt^2} + c \cdot \frac{d(\Delta X)}{dt} + k \cdot (\Delta X) \quad (1.2)$$

Una ecuación de este tipo relaciona la fuerza aplicada al sistema (F) con los desplazamientos del sistema respecto de su posición de reposo (ΔX) a partir de los parámetros físicos del sistema, que aparecen como constantes en la ecuación diferencial — I es la componente de la inercia, c la componente de la viscosidad y k la componente de rigidez—.

Sin embargo, en una expresión de este tipo los parámetros físicos del sistema se encuentran asociados a las entradas o salidas del sistema. Es decir, no desacopla las señales —relativas a la fuerza y el desplazamiento— de las características del sistema —Inercia, viscosidad y rigidez—.

La transformada de Laplace (1.3), nos permite reescribir la ecuación diferencial (1.2) en forma de una ecuación polinómica a cambio de sustituir la variable temporal (t) por otra variable (s).

$$\mathfrak{L}[f(t)] = F(s) = \int_0^{\infty} f(t)e^{-st} dt \quad (1.3)$$

Aplicando esta transformación a (1.2) tendríamos (1.4) y sacando factor común x en esta expresión, obtenemos (1.5).

$$F = I \cdot s^2 x + c \cdot s x + k x \quad (1.4)$$

En esta última expresión (1.5) podemos observar cómo, los términos referentes a las señales —de fuerza y desplazamiento respecto de la posición de reposo—, están separados de las características físicas del sistema —y que se muestran entre paréntesis—.

$$F = (I \cdot s^2 + c \cdot s + k) \cdot x \quad (1.5)$$

Dado que el término entre paréntesis en (1.5) es el que caracteriza físicamente el sistema, nos referiremos a él cuando pretendamos describirlo y por ello, de manera general lo definiremos como $B(s)$ (1.6).

$$B(s) = I \cdot s^2 + c \cdot s + k \quad (1.6)$$

A una expresión de este tipo, que, de manera general, es una división de polinomios de la variable de transformación (s) y que relaciona una *entrada* con una *salida* se le denomina **Función de transferencia**.

Sin embargo, cuando esta función de transferencia exprese la relación entre la fuerza ejercida sobre el sistema y su desplazamiento la denominaremos **rigidez dinámica** y la designaremos como $B(s)$, del mismo modo en que se denomina **rigidez** a la relación (estática) entre fuerza y desplazamiento.

Cuando queramos referirnos a una función de transferencia general que dependa de cualesquiera parámetros la designaremos como $H(s)$ para diferenciarla de la rigidez dinámica.

Una de las ventajas de modelizar el sistema mediante una función de transferencia es que podemos *identificarlo* por su respuesta en frecuencia, lo cual es especialmente relevante en sistemas para la supresión del temblor ya que éste aparece en una banda característica de frecuencia.

Podemos comprender los mecanismos de identificación en frecuencia de un sistema con la ayuda de una transformación similar a Laplace que es la denominada **transformada de Fourier** (1.7).

$$\mathfrak{F}[f(t)] = F(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} f(t)e^{-j\omega t} dt \quad (1.7)$$

La transformada de Fourier pretende, explícitamente, caracterizar la respuesta en frecuencia de un sistema, en nuestro caso, de un sistema mecánico.

Como podemos ver las diferencias entre ambas transformadas son la variable en la que transforman (s la transformada de Laplace $j\omega$ la transformada de Fourier) y los límites de integración. Los límites de integración hacen referencia al dominio sobre el que se extiende la transformación. La transformada de Laplace se usa para señales con valor cero cuando $t = 0$ y la transformada de Fourier se usa para señales que se extienden al infinito.

A lo largo de este trabajo, consideraremos —al igual que Plegie *et al.* [63]— un modelo simplificado en el que se se tienen en cuenta para cada articulación las características externas. Por ello, consideraremos que el movimiento de una articulación consiste en una señal de par —generada en el sistema nervioso central— que resulta modificada por las características mecánicas de la articulación y entenderemos que tanto el movimiento voluntario, como la componente de temblor están presentes en la señal de par.

Ortesis ancladas al suelo Una de las aproximaciones utilizadas en la bibliografía científica para la supresión del temblor por medios ortésicos consiste en sujetar el extremo del brazo a un dispositivo que está a su vez sujeto al suelo —o a la silla de ruedas o a la mesa—. Hay varios ejemplos descritos de esta aproximación, que se describen a continuación.

CEDO acrónimo de Ortesis de Disipación Eléctrica Controlada ¹² [4] (figura 1.15), que consiste en un mecanismo de cuatro barras sujeto a

¹²en inglés: Controlled–Energy–Dissipation Orthosis

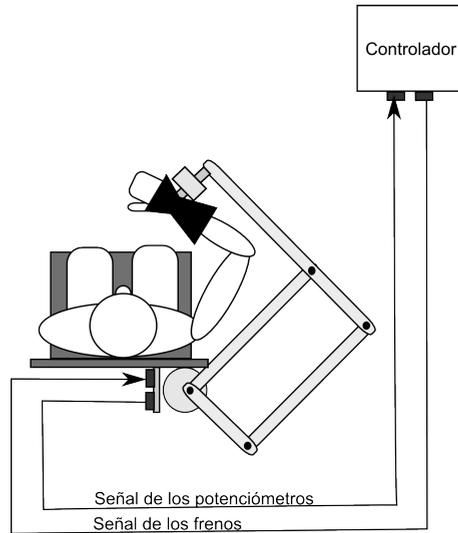


Figura 1.15: Ortesis CEDO [4]

la silla de ruedas en la cual los actuadores han sido sustituidos por frenos de partículas eléctricas y que permite la supresión del temblor en una zona bidimensional del tipo banco de trabajo.

La elección de un mecanismo de cuatro barras es para evitar la colocación de actuadores que se muevan con el mecanismo al mismo tiempo que se mueve el brazo, lo que aumentaría la inercia del sistema interfiriendo en la actuación. La elección de frenos de partículas eléctricas como actuadores es para asegurar el acople mecánico directo en el sistema y evitar de este modo las holguras y el rozamiento habitualmente asociados a los sistemas de transmisión [4]. Las holguras estarían asociadas a una pérdida de rendimiento del sistema para temblores de amplitud baja y el rozamiento con un aumento de fuerza necesaria para realizar los movimientos voluntarios.

Otra aproximación es la que los autores denominan **supresión del temblor mediante cambios en la impedancia mecánica** [63]. La estrategia consiste en utilizar un sistema háptico¹³ —en concreto el PHANTOM— para suprimir de manera mecánica el temblor en la mano

¹³Un sistema háptico es un sistema que genera sensación táctil en el usuario. Uno de los diseños comunes de los sistemas hápticos son joysticks que produzcan un retorno táctil al usuario

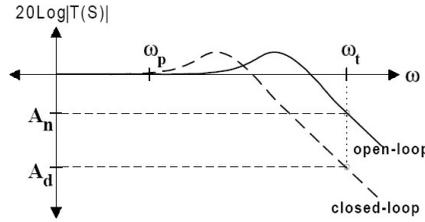


Figura 1.16: Principio de funcionamiento de la supresión del temblor por cambios en la impedancia mecánica según Pledgie *et al.* [63]

del usuario sintonizando los parámetros de masa, viscosidad y rigidez. Para ello, los autores identifican el modelo del brazo de acuerdo a un sistema lineal de segundo orden, utilizando para ello ruido blanco y el propio interfaz háptico como excitador. Con ello obtienen un modelo con la masa, rigidez y viscosidad equivalentes de todo el brazo —tal como se muestra en (1.8)—. En esta estrategia, la supresión del temblor se consigue haciendo que el ancho de banda del sistema brazo+sistema háptico sea menor que la frecuencia a la que se produce el temblor.

$$\Theta(s) = \frac{1}{m \cdot s^2 + c \cdot s + k} \cdot T(s) = \frac{1}{B(s)} \cdot T(s) \quad (1.8)$$

Para ello, simulan en el sistema háptico una masa, una rigidez y una viscosidad que, añadidas a las del brazo, filtren las componentes del temblor (figura 1.16). De acuerdo con los autores, la respuesta global del sistema es la expresada en (1.9), en la que los parámetros con asterisco hacen referencia respectivamente a la masa, viscosidad y rigidez aportadas por el interfaz háptico.

$$\Theta(s) = \frac{1}{(m + m^*) \cdot s^2 + (c + c^*) \cdot s + (k + k^*)} \cdot T(s) \quad (1.9)$$

Tal como se puede observar comparando (1.8) y (1.6), en realidad el modelo de Pledgie *et al.* es un modelo que introduce cambios en la rigidez dinámica del sistema. Utilizando la definición de rigidez dinámica que hemos usado en (1.6) podemos simplificar (1.9) en (1.10), en la que $B(s)$ es la rigidez dinámica del brazo y $B^*(s)$ la rigidez dinámica introducida por el interfaz háptico.



Figura 1.17: La ayuda para comer NeaterEater[®]

$$\Theta(s) = \frac{1}{B(s) + B^*(s)} \cdot T(s) \quad (1.10)$$

Por otra parte, existen productos comerciales como el NeaterEater[®] y el Computer MouseTrap[®] para eliminar temblor utilizando esta estrategia.

El **NeaterEater**[®] consiste en un barra anclada por un extremo a la mesa mediante un amortiguador viscoso giratorio. En el extremo libre de la barra se sujeta una cuchara, de tal modo que mediante el movimiento de la barra el usuario puede comer (figura 1.17).

El **Computer MouseTrap**[®] es un ratón de ordenador fijado a dos barras que a su vez están fijadas a la mesa a través de un amortiguador viscoso. El principio de funcionamiento es, pues, el mismo que para el NeaterEater[®].

Ortesis para llevar puestas El diseño de ortesis de supresión del temblor mediante ortesis para llevar puestas también ha sido planteado en la literatura científica. Kotovsky y Rosen [46], diseñaron una ortesis llamada **Viscous Beam**, capaz de aplicar fricción viscosa al movimiento de flexoextensión de la muñeca.

Para ello diseñaron un amortiguador viscoso, que consistía en dos láminas de material plástico que contenían una fina capa de parafina. La tensión superficial de la parafina se oponía al movimiento relativo en las capas de plástico, de manera aproximadamente proporcional a la velocidad.

Sin embargo, el diseño ofrecía una serie inconvenientes. En primer lugar, la viscosidad conseguida era muy inferior a la viscosidad teórica.

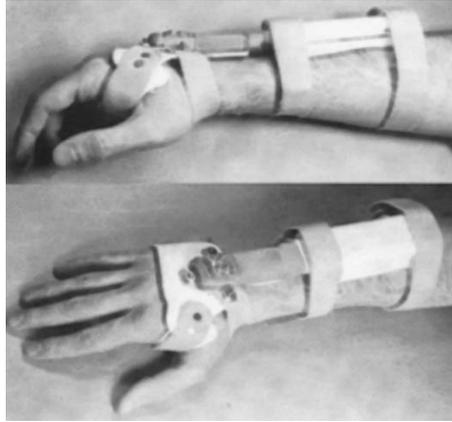


Figura 1.18: Ortesis Viscous Beam

De acuerdo con la opinión de los autores, era debido a que el encapsulamiento hacía que las rigideces de los elementos prevalecieran sobre la viscosidad. Además, los objetivos de reducción del temblor y de confort, no fueron los esperados, dado que la presión necesaria para fijar la ortesis al antebrazo y a la mano la hacía muy incómoda y la reducción del temblor era inferior a la esperada.

1.1.5.2. Supresión de la señal del temblor

Cuando se están usando interfaces de entrada eléctricos o electrónicos a una determinada máquina, una opción para facilitar la tarea a una persona con temblor consiste en suprimir la parte de la señal que contiene el temblor aunque el temblor no se suprima físicamente.

Se han utilizado diferentes aproximaciones para conseguir filtrar la señal del temblor del movimiento voluntario, fundamentalmente mediante el empleo de filtros digitales. Sin embargo, dado que las frecuencias asociadas al temblor patológico se encuentran típicamente entre los $4Hz-8Hz$ la utilización de filtros digitales convencionales lleva asociados retrasos que pueden interferir en la sensación causa-efecto cuando se manipula el interfaz.

Gonzalez *et al.* [37, 38] han desarrollado filtros digitales óptimos de temblor para reducir los retrasos asociados a los filtros digitales convencionales manteniendo una buena eficiencia en la supresión.

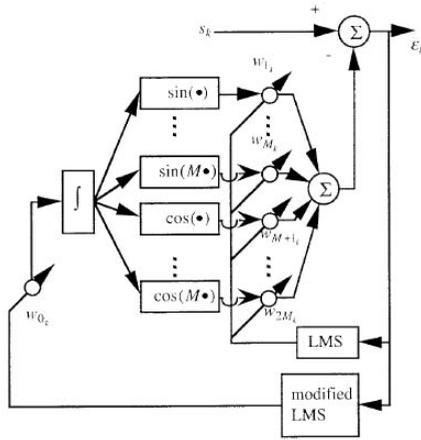


Figura 1.19: Combinador Lineal Ponderado de Fourier [72, 73, 74]

El Combinador Lineal Ponderado de Fourier —Weighted Fourier Linear Combiner (WFLC)— [72, 73, 74] (figura 1.19) es una aproximación distinta. Se trata de un sistema que crea una serie truncada de Fourier de la señal de entrada lo que permite realizar el seguimiento de las componentes en frecuencia que llevan asociada mayor energía y eventualmente su eliminación. El WFLC ha sido utilizado con éxito en el filtrado de señales de temblor patológico en el uso de ratones y joysticks y también para suprimir el temblor fisiológico en tele-microcirugía.

1.2. Objetivos y plan de trabajo

Existen muchas personas para las que no existe un método efectivo para la supresión de temblor en el miembro superior. En otros casos los tratamientos más indicados son muy invasivos: implican neurocirugía. Por todo ello es plausible plantearse métodos alternativos para la supresión del temblor.

Existen varias patologías que son claras candidatas para la supresión del temblor por medios ortésicos. Tal como se ha comentado en el apartado 1.1.2.2 un 15% de las personas afectadas de temblor esencial es resistente a los distintos tipos de tratamiento [22] e incluso

a la estimulación profunda del cerebro. Además el temblor esencial es mayoritariamente distal, con componentes típicas en las articulaciones de la muñeca y del hombro y es la patología de temblor con mayor prevalencia.

Por otra parte, la mayoría de los temblores cerebelosos no responden a ningún tipo de tratamiento [22]. El temblor cerebeloso tal como se ha comentado en el apartado 1.1.2.2 es un temblor de intención muy discapacitante. Habitualmente este tipo de temblor tiene una componente muy importante en la articulación del hombro.

El trabajo que se presenta pretende explorar las posibilidades técnicas de la supresión del temblor por medios ortésicos y obtener los requisitos biomecánicos subyacentes para diseñar ortesis efectivas para la supresión del temblor. Se pretende diseñar ortesis para llevar puestas —exoesqueletos— que abarquen varias articulaciones. Las articulaciones que se pretende abarcar son el codo y la muñeca incluyendo los movimientos de flexoextensión de codo y muñeca y la pronosupinación del antebrazo.

1.2.1. Objetivos

El **objetivo principal** es el desarrollo de una ortesis de supresión del temblor para llevar puesta.

Para la consecución de este objetivo principal se establecieron una serie de objetivos secundarios, que facilitarían el logro principal y generalizarían las conclusiones derivadas de su consecución. En concreto, se establecieron los objetivos secundarios siguientes:

- S1 Comprobar si existen principios de diseño que sean generalizables para el diseño de ortesis de temblor en general.
- S2 Calcular las especificaciones técnicas que debe tener cualquier actuador para ser utilizado en las ortesis de temblor.
- S3 Valorar aquellas tecnologías de actuadores que, de acuerdo con el estado del arte, están ya maduras para ser utilizadas en ortesis de supresión del temblor.
- S4 Construir ortesis de supresión del temblor con aquellas tecnologías que estén maduras.

1.2.2. Plan de trabajo

El plan de trabajo puede verse en la figura 1.20 y consta de tres grandes fases:

1. El cálculo de las especificaciones técnicas de los actuadores a incorporar en la ortesis.
2. La obtención de criterios de diseño para elaborar ortesis de supresión del temblor.
3. La validación de las ortesis desarrolladas con los criterios de diseño obtenidos.

Cada una de las fases se divide en una serie de tareas diseñadas para conseguir la consecución del objetivo principal y los objetivos secundarios planteados. La figura 1.20 muestra la relación existente entre las tareas y el objetivo principal y los objetivos secundarios establecidos.

Las **especificaciones técnicas** para la elección de los actuadores son: ancho de banda, el esfuerzo máximo a aplicar —que será fuerza o par dependiendo de si el actuador es lineal o rotatorio— y la potencia nominal del actuador. El ancho de banda está bien descrito en la bibliografía (tabla 1.1). En cambio los esfuerzos y la potencia articulares asociados al temblor no están descritos en la bibliografía científica, por lo tanto, es necesaria su estimación. Para ello será necesario efectuar medidas en personas con temblores patológicos y estimar ambos parámetros a partir de un modelo biomecánico.

En cuanto a los **criterios de diseño**, se obtuvieron a partir del desarrollo de una ortesis para llevar puesta basada en motores de corriente continua. Una ortesis de este tipo no puede aspirar a convertirse en una ortesis comercial, dado el volumen de los actuadores y el aspecto que puede llegar a tener la ortesis, pero los motores de corriente continua ofrecen suficiente flexibilidad para implementar distintas estrategias de supresión del temblor y poder comprobar la utilidad de la aproximación de ortesis para llevar para la supresión del temblor y con ello garantizar la consecución del *objetivo principal*.

Además, se valoraron las posibilidades de nuevas tecnologías de actuadores para el desarrollo de ortesis para la supresión del temblor. Las tecnologías valoradas fueron: fluidos magnetorreológicos y polímeros electroactivos. Con los actuadores que se consideraron tecnológicamente viables se construyeron ortesis según los principios

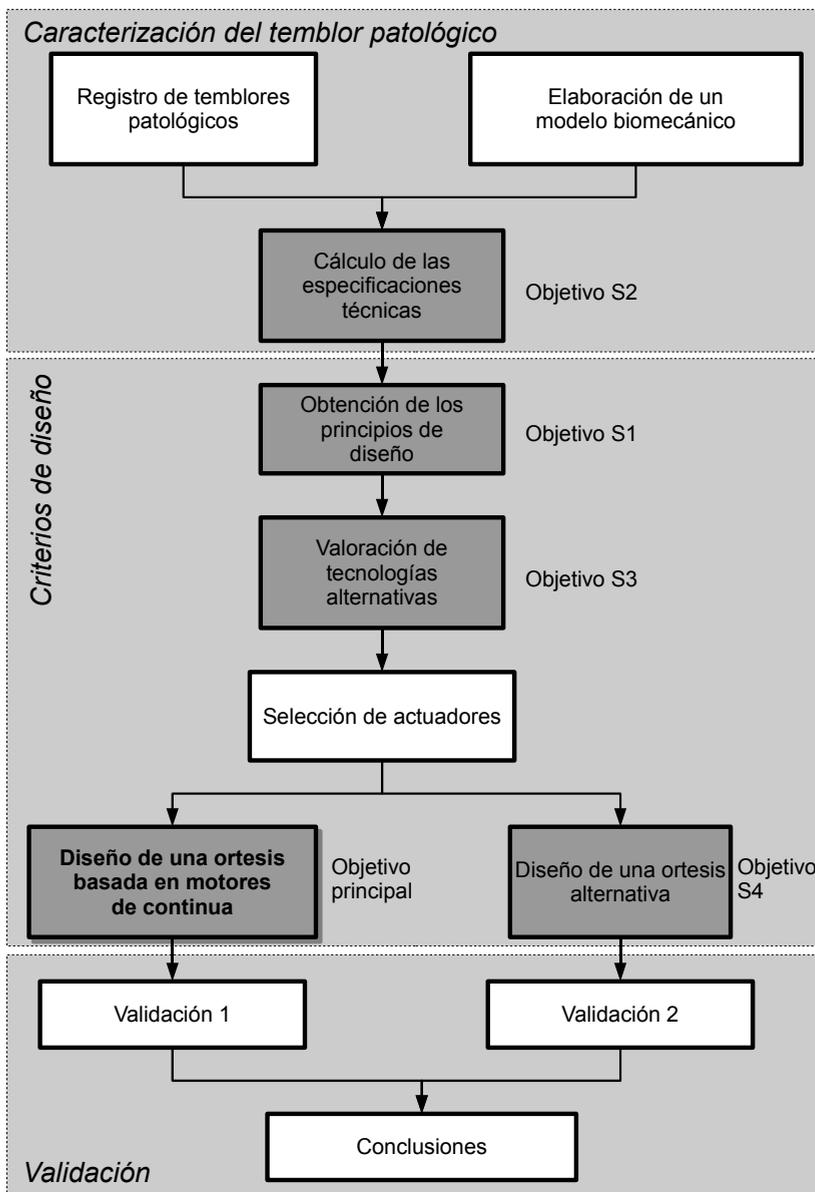


Figura 1.20: Plan de trabajo

ortésicos obtenidos en el desarrollo de la ortesis basada en motores de corriente continua. De este modo se pudo valorar hasta que punto, los principios ortésicos obtenidos eran extrapolables para el diseño de nuevas ortesis de temblor.

Por último, en la fase de **validación** se comprobó la eficiencia alcanzada en las ortesis desarrolladas, entendiendo eficiencia como el temblor suprimido respecto del temblor existente. Dada la plasticidad del temblor patológico, y dada la plasticidad del sistema nervioso central, fue necesario realizar las medidas en personas con temblor patológico.

Capítulo 2

Material y métodos

En cuanto a España, le fue imposible reunir más de ciento diez reales. Dijo como pretexto que tenía que terminar sus ferrocarriles.

Julio Verne «De la Tierra a la Luna»

Tal como se ha comentado en el apartado 1.2 el trabajo que se presenta en esta tesis está dividido en tres fases (figura 1.20):

1. Caracterización del temblor patológico
2. Criterios de diseño
3. Validación

El propósito de la primera fase de **caracterización del temblor patológico** es determinar qué parámetros físicos están relacionados con la severidad del temblor y ser capaces de establecer los requisitos técnicos que debe tener una ortesis para la supresión del temblor.

El propósito de la segunda fase de obtención de **criterios de diseño** es determinar los requisitos que debe tener una ortesis de supresión del temblor para ser efectiva. El material y métodos de esta segunda fase se especifica en los apartados, *criterios de diseño ortésico y valoración de tecnologías alternativas*.

Por último, el propósito de la fase de **validación** es ser capaces de determinar la reducción en la severidad del temblor obtenida mediante el uso de ortesis para la supresión del temblor.

2.1. Caracterización del temblor patológico

La caracterización del temblor patológico era necesaria para establecer una medida objetiva del temblor que nos permitiera con posterioridad valorar la reducción de temblor conseguida con las distintas ortesis desarrolladas, y para la estimación de los requisitos técnicos que debían satisfacer los actuadores a emplear en las ortesis.

2.1.1. Registro de los temblores patológicos

Para caracterizar el temblor patológico, se realizaron las mediciones en pacientes con temblor patológico en el miembro superior.

Las mediciones se realizaron en el Hospital General Universitario de Valencia en pacientes del Servicio de Neurología que aceptaron participar de manera voluntaria.

Los pacientes tenían temblores patológicos severos resistentes al tratamiento, al menos en una de las extremidades superiores. La mayoría de las personas que participaron en el estudio estaba recibiendo tratamiento para el temblor durante la realización de las pruebas. El tratamiento no fue interrumpido antes ni durante la realización de las pruebas.

En cada sesión había:

1. Un técnico para la instalación del equipamiento y el registro de la señal
2. Un técnico que dirigía la sesión de registro y daba las instrucciones a la persona que participaba en el ensayo
3. Un neurólogo que se encargaba de la relación con el participante y de su valoración funcional.

2.1.1.1. Elección de la muestra

La experimentación se dividió en dos fases: en la primera fase se reclutaron seis pacientes para la valorar la idoneidad del equipamiento y el protocolo utilizado.

Tras esta validación se inició la segunda fase en la que se midieron a todos los pacientes del servicio de Neurología del Hospital General Universitario de Valencia que aceptaron voluntariamente tomar parte

	Cerebeloso	Esencial	Parkinson	Otros	Total
Hombres	2	17	1	2	22
Mujeres	2	6	2	2	12
Total	4	23	3	4	34

Tabla 2.1: Participantes en la experimentación para la estimación de los esfuerzos articulares asociados al temblor

en la experimentación con el fin de completar un total de 30 pacientes medidos.

Finalmente, el número de pacientes medidos fue ligeramente superior. Durante la segunda fase se midió a 28 pacientes que sumados a los 6 de la fase previa hicieron un total de 34 pacientes medidos.

Como puede observarse (tabla 2.1), la mayoría de los pacientes medidos eran hombres. Lo cual era esperable, dado que la enfermedad de temblor con mayor prevalencia es el temblor esencial y tiene mayor incidencia en hombres que en mujeres.

La mayor parte de las personas medidas tenían temblor esencial que, tal como se ha comentado, es la patología de temblor más frecuente. En la muestra había únicamente tres pacientes con enfermedad de Parkinson. Esto se debe a varios factores. Por un lado la enfermedad de Parkinson tiene otros síntomas como la rigidez articular que son más característicos y más discapacitantes. Además, las personas enfermas de Parkinson suelen tener otros trastornos del movimiento, asociados a efectos secundarios de la medicación —como la l-dopa—, como movimientos discinésicos¹. El temblor más característico de la enfermedad de Parkinson es un temblor de reposo que la persona puede evitar conscientemente. Las tres personas que participaron en el estudio con enfermedad de Parkinson se encuadran dentro del 15% de las personas afectadas por esta patología que tienen temblores posturales. Dentro del epígrafe “otros”, se encuentran dos temblores por ataxia, un temblor postraumático y un temblor de diagnóstico dudoso.

2.1.1.2. Elección de la instrumentación

Para la elección de la instrumentación se valoraron las siguientes alternativas:

1. Acelerómetros

¹movimientos involuntarios de carácter no repetitivo.

2. Fotogrametría
3. Electrogoniómetros
4. Giroscopios

En principio, cualquiera de las alternativas podía ser adecuada para la realización de las medidas. Por ello se utilizó la metodología de Pugh [65] para la elección de la instrumentación más adecuada.

La metodología de Pugh utiliza una tabla como forma de entrada de la información, de manera que en las columnas tenemos las distintas posibilidades a elegir y en las filas se encuentran los aspectos que se van a valorar para realizar la elección. La valoración se realiza en una escala de 5 valores. Habitualmente la valoración se representa con un conjunto símbolos. Los símbolos que se utilizaron en nuestro caso, desde la puntuación más negativa a la más positiva fueron los siguientes: --, -, =, +, ++. Cada uno de estos símbolos tenía una puntuación asociada (desde -2 a $+2$).

Tras valorar cada una de las alternativas para cada uno de los ítems se eligió la alternativa cuya suma de puntuaciones fue mayor.

En nuestro caso, los aspectos relevantes para la elección de la instrumentación fueron:

Precisión: Error máximo de medida.

Resolución: Mínima diferencia de medidas permitida por el equipo.

Frecuencia: Ancho de banda del sistema de medida.

Medida: Necesidad de la medida para la caracterización biomecánica del temblor.

Usabilidad: Facilidad de utilización de los procedimientos de medida.

Transportabilidad: Facilidad para transportar el sistema.

En cuanto a la **precisión**, tanto los acelerómetros como los giróscopos considerados tenían una precisión de $0,01g$ y $0,1rad/s$, la precisión de los goniómetros es $\pm 1grado$ y la precisión del sistema de fotogrametría viene determinada fundamentalmente por la calibración del sistema que, a su vez, depende de la posición de las cámaras —en distancia y en orientación— de las escenas que se pretende registrar así como de los algoritmos de calibración de las cámaras y de la óptica que éstas utilicen.

	Acel.	Giros.	Gonióm.	Fotogram.
Precisión	++	++	=	++
Resolución	++	++	++	++
Frecuencia	++	++	++	-
Medida	--	-	+	+
Usabilidad	+	+	++	-
Transportabilidad	++	++	++	--
Total	7	8	9	1

Tabla 2.2: Elección de la instrumentación más adecuada de acuerdo al método de Pugh

Respecto a la **resolución**, tanto los acelerómetros como los goniómetros o los giróscopos son instrumentos analógicos, por lo tanto su resolución depende casi exclusivamente del sistema de adquisición de datos utilizado. Por último, la resolución del sistema de fotogrametría está condicionada por el número de píxeles de las cámaras de vídeo utilizadas y por la posición y la orientación de las cámaras.

La **frecuencia** de muestreo para acelerómetros, giróscopos y goniómetros puede establecerse desde el sistema de adquisición de datos. El ancho de banda de los instrumentos es suficiente para el registro de los temblores patológicos. El ancho de banda del sistema de fotogrametría viene determinado por la señal de registro de vídeo ($50Hz$) —los sistemas de vídeo de alta velocidad, sin embargo, pueden evitar este problema llegando a frecuencias de muestreo suficientemente elevadas—

En cuanto a la **medida**, para el cálculo de los momentos articulares es necesario conocer la posición y la aceleración de los segmentos consecutivos. La aceleración puede obtenerse mediante la doble derivación de la señal angular asumiendo el error cometido. El cálculo de la posición por integración de la velocidad y la aceleración lleva a errores de deriva inadmisibles para los tiempos de registro de la señal requeridos —entre $30s$ y $60s$ —. La fotogrametría, mediante un emplazamiento adecuado de los marcadores, permite conocer la posición relativa entre cualesquiera dos segmentos y entre éstos y un sistema de referencia exterior, mientras que la goniometría únicamente permite conocer la posición angular entre dos segmentos consecutivos.

Por lo que respecta a la **usabilidad**, tanto acelerómetros como giróscopos y goniómetros ofrecen salida directa en el momento de

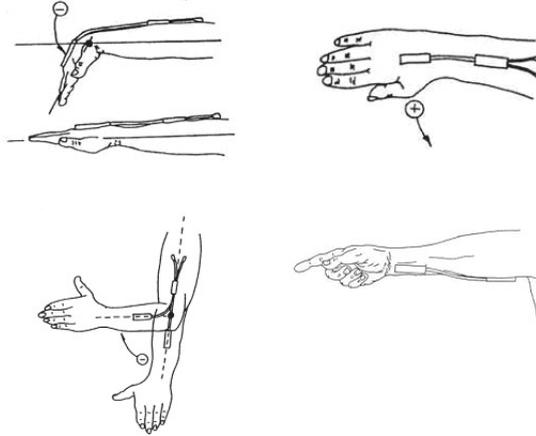


Figura 2.1: Ubicación de los goniómetros y el torsiómetro.

la captura, lo cual facilita el tratamiento, además, la señal de los giróscopos es más fácil de interpretar. La salida de fotogrametría requiere un procesado posterior —digitalización— y la obtención de la posición de los segmentos, a partir de la ubicación de los marcadores por lo que es de más difícil uso.

Finalmente, la **transportabilidad** de giróscopos, acelerómetros y goniómetros es similar, todos ellos son instrumentos poco voluminosos y muy ligeros. El sistema de fotogrametría requiere el transporte de cámaras, equipo de sincronización, trípodes, elementos para la calibración del espacio, por lo que es de más difícil transporte.

Por todo ello, se eligió utilizar electrogoniómetros y un torsiómetro para medir el temblor en cada uno de los movimientos analizados, la instrumentación elegida fue la desarrollada por Peny & Giles y está basada en extensometría. La ubicación de los electrogoniómetros y del torsiómetro puede verse en la figura (2.1) .

2.1.1.3. Protocolo de medida

La experimentación consistió en la realización de una serie de ejercicios por parte de la persona con temblor. Los ejercicios fueron

Ejercicio	Temblor
Brazo descansando en el codo sobre la pierna del usuario.	Reposo
Ambos brazos estirados completamente en posición de supinación.	Postural
Mover un vaso entre dos posiciones alejadas 20 cm entre sí.	Cinético sencillo
Seguir el contorno de una espiral con el dedo índice.	Específico de tareas
Apuntar con el dedo índice a un objeto sin llegar a tocarlo	Cinético en movimientos hacia un objetivo
Apuntar con el dedo a la nariz sin llegar a tocarla.	Cinético en movimientos hacia un objetivo

Tabla 2.3: Pruebas realizadas para la valoración del temblor

seleccionados para representar los distintos tipos de temblor según la clasificación fenomenológica del temblor (tabla 2.3) y que se han comentado en el apartado 1.1.2.1.

Estos movimientos se utilizan para la valorar la severidad del temblor en las escalas de valoración más frecuentes: las de Fahn *et al.* [31] y las de Bain *et al.* [5].

Cada paciente firmó un formulario de consentimiento informado. En el formulario se le comunicaba el alcance del estudio que se pretendía llevar a cabo y en qué iban a consistir las pruebas. El paciente era libre de formular cuantas preguntas quisiera al equipo encargado de las medidas y abandonar la prueba en cualquier momento, si así lo requería.

Tras la firma del consentimiento informado, el médico neurólogo del Servicio de Neurología del Hospital General que participaba en la sesión, exploraba al paciente y valoraba su temblor mediante la escala de valoración funcional de Fahn *et al.* [31]. Tras la valoración neurológica se pesaba al sujeto y se le tomaban las medidas correspondientes a la longitud del antebrazo y la longitud de la mano para la estimación posterior de los parámetros inerciales de los segmentos.

Tras las medidas, se instrumentaba al sujeto y se iniciaba la sesión experimental propiamente dicha, que consistía en la medición de cada uno de los seis ejercicios (tabla 2.3). En cada ejercicio se tomaron tres

repeticiones de manera consecutiva. Tras la realización de las medidas se finalizaba la sesión. El protocolo completo de medida para cada paciente duraba aproximadamente una hora.

2.1.1.4. Tratamiento de los datos para la valoración de la severidad

El tratamiento de los datos para la valoración de la severidad consistió en estimar la valoración del temblor según la escala de valoración funcional de Fahn *et al.* [31] con las medidas objetivas obtenidas mediante la instrumentación del brazo del usuario.

Esta escala, junto con la escala de Bain *et al.* [5], son las dos escalas para la valoración clínica del temblor más usadas en la práctica clínica. La escala de Bain es específica de los temblores esenciales, lo que hace que la de Fahn sea más apropiada. Además, la escala de Fahn es la escala habitualmente utilizada por el servicio de Neurología de Hospital General Universitario. Por todo ello, fue la escala finalmente elegida.

Para la estimación de la escala de valoración del temblor a partir de los movimientos de cada uno de los segmentos registrados, disponemos de los distintos apartados de la escala de valoración funcional y los registros del temblor en los distintos segmentos corporales registrados durante los diferentes ejercicios realizados.

La escala de Fahn *et al.* [31] no es específica de valoración del temblor en el miembro superior, sino de cualquier tipo de temblor independientemente de su localización fisiológica. En concreto, la escala valora los siguientes apartados:

- La severidad del temblor.
- La capacidad de firmar.
- La capacidad de dibujar.
- Verter agua entre recipientes.
- Hablar.
- Alimentarse.
- Beber —llevarse líquidos a la boca—.
- Higiene personal.

- La capacidad de vestirse.
- La escritura.
- La posibilidad de desempeñar su profesión.
- Las actividades sociales.

En el apartado de valoración de la severidad en el miembro superior se valoran por separado el temblor de reposo, el temblor postural y el temblor cinético en escalas que van desde 0 —no hay temblor— hasta 4 —el temblor más severo—. Por lo tanto, la máxima valoración en severidad del temblor en el miembro superior, de acuerdo con esta escala es 12, que correspondería a las máximas puntuaciones en temblores de reposo, postural y cinético respectivamente.

Para la valoración del temblor se determinó qué parámetros de la señal estaban más relacionados con la severidad, la contribución de cada uno de los segmentos a la severidad del temblor —tal como la valora el médico neurólogo— y por último una regresión de los parámetros seleccionados con respecto a la escala de valoración de la severidad en el miembro superior.

En concreto los parámetros serán los siguientes:

Pico: Valor máximo de la potencia espectral en la banda entre $[4 - 10]Hz$ calculado a partir de la transformada FFT de la señal.

Desviación: Valor de la dispersión del espectro alrededor del pico máximo de potencia, tal como se indica en (2.1).

Frecuencia: Frecuencia para la cual se ha encontrado el valor de *Pico*.

$$D = \frac{\int_4^{10} p(f) \cdot (f - \hat{f})^2 df}{\int_4^{10} p(f) df} \quad (2.1)$$

2.1.1.5. Tratamiento de los datos para el cálculo de las especificaciones técnicas

El cálculo de los momentos articulares requiere de las características inerciales de los elementos que están realizando el movimiento, y de la dinámica del movimiento que, a su vez, requiere del registro del movimiento.

En nuestro caso, el único de los parámetros de movimiento registrado fue el relativo a los ángulos articulares. Se asumió que los movimientos que se producían eran puramente giratorios. Tanto las velocidades angulares como las aceleraciones angulares se obtuvieron por derivación de los ángulos.

Para conseguirlo, los datos de las medidas angulares se filtraron con un filtro pasabajo no-causal perteneciente a la familia de filtros de Meyer, de uso para la codificación de información en bandas de frecuencia [12]. La frecuencia de corte del filtro pasabajo era de $8Hz$ para dejar pasar las componentes debidas al temblor patológico y cortar el resto de componentes asociadas.

Se eligió un filtro de estas características porque es compacto en el dominio de la frecuencia, lo cual lo hace especialmente efectivo para evitar el goteo² de componentes de frecuencia fuera de la banda de interés —es decir son los más eficientes para seleccionar exclusivamente la banda de frecuencia de interés—. Como contrapartida, los filtros compactos en el dominio de la frecuencia tienen una respuesta impulsional infinita, es decir, la señal resultante tras filtrar un impulso con este tipo de filtros se extiende desde menos infinito a más infinito, lo que puede provocar efectos no deseados cuando se analiza la señal filtrada —existencia de rizado—. Sin embargo, en los filtros de la familia de Meyer seleccionada, la respuesta impulsional decae muy rápidamente, tal como se puede ver en la función de escalado³ asociada (figura 2.2) por lo que los efectos de la respuesta impulsional infinita se minimizan.

Además, este tipo de filtros puede producir ajustes pobres en los extremos de la señal. Por ese motivo, el primer segundo y el último segundo de la medida se quitaron del análisis de la señal.

2.1.2. Desarrollo de un modelo biomecánico

Para el desarrollo del modelo biomecánico se consultaron en bibliografía los distintos modelos de miembro superior publicados. Para ello era necesario elegir un modelo cinemático y un modelo que nos permitiera estimar las características inerciales de los segmentos de interés.

Para el cálculo de las características inerciales se prefirió los modelos paramétricos que permitieran estimar los parámetros en función

²leakage

³scaling function

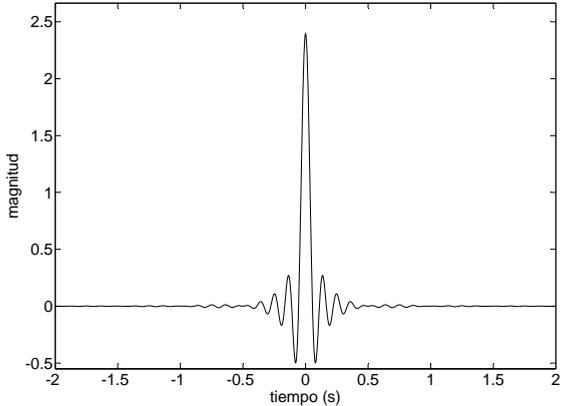


Figura 2.2: Función de escalado asociada al filtro pasabajo

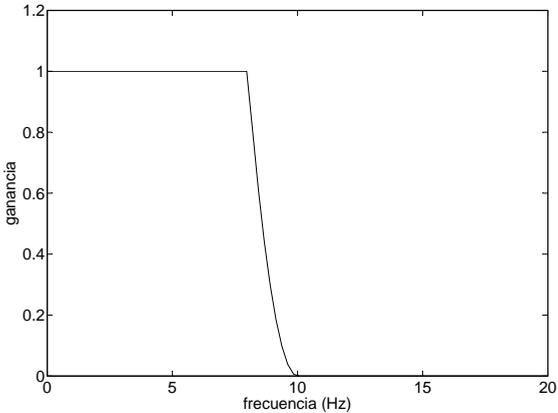


Figura 2.3: Respuesta en frecuencia del filtro pasabajo diseñado.

de las características antropométricas del paciente. La mayoría de estos modelos suponen un determinado modelo cinemático subyacente —que, entre otras cosas, define los segmentos sobre los que se calculan los parámetros—.

En el cálculo de los esfuerzos articulares se utilizaron las ecuaciones de movimiento recursivas de Newton–Euler con el procedimiento de cálculo de Luh *et al.* [54]. Luh *et al.* mejoraron las ecuaciones de movimiento recursivas de Newton–Euler al referir todas las velocidades, aceleraciones, matrices inerciales, localización de centros de masa de cada elemento y fuerzas/momentos a su propio sistema de coordenadas [35]. Una de las consecuencias más importantes de esta modificación es que el tiempo de cálculo de los pares es linealmente proporcional al número de articulaciones de la cadena cinemática e independiente de la configuración. Lo cual permite la aplicación del algoritmo en un bucle de control de tiempo real [35]. En el anexo C se encuentra la formulación de Newton–Euler desarrollada por Luh *et al.* [54].

2.1.2.1. Elección del modelo biomecánico

De entre los modelos paramétricos encontrados en la revisión bibliográfica, el que mejor se ajustaba a las necesidades de ser un modelo paramétrico que fuera función de las características antropométricas de los usuarios era el de Zatsiorsky–Seluyanov, del cual Leva [51] realizó una serie de correcciones para la obtención de los parámetros antropométricos.

Las tablas de Zatsiorsky–Seluyanov se elaboraron sobre una base de datos de atletas, por lo que su uso para la estimación de parámetros biomecánicos de personas mayores está sujeta a error. Las medidas obtenidas pueden dar un error por exceso dada la mayor proporción de tejido muscular y menor proporción en tejido graso de las personas jóvenes siendo la densidad del tejido muscular mayor que la del tejido graso. Además, la deshidratación de los tejidos blandos con la edad da lugar también a una menor densidad para el mismo tipo de tejido y, por consiguiente, menor componente inercial.

Las tablas antropométricas de Leva–Zatsiorsky–Seluyanov permiten estimar los radios de giro de los segmentos correspondientes al antebrazo y la mano a partir de la longitud del antebrazo (F_L), la longitud de la mano (H_L) y el peso del usuario (B_m) (tabla 2.4).

La estimación del peso del antebrazo (F_M) y del peso de la mano (H_M) se realiza a partir del peso del usuario (tabla 2.4).

El modelo biomecánico elegido consta de los movimientos de flexoextensión de codo, pronosupinación del antebrazo, flexoextensión de muñeca y desviación de muñeca. Todos los movimientos se asimilan a pares inferiores de un grado de libertad.

Para el desarrollo del modelo se utilizó la parametrización de Denavit y Hartenberg [20], que es una metodología sistemática para la modelización de cadenas cinemáticas abiertas.

El sistema ofrece un modo sencillo para calcular las matrices de transformación de los segmentos sucesivos de una cadena cinemática, indicando de qué modo han de ubicarse los ejes de referencia locales en cada uno de los segmentos. A partir de la ubicación de los ejes de referencia, permite la obtención de las matrices de transformación en base a cuatro parámetros (d , a , θ y α). De este modo, se puede obtener la posición de los distintos elementos de la cadena realizando el producto matricial de las matrices de transformación de cada uno de los segmentos.

La notación que se sigue en esta tesis para las matrices de transformación, los parámetros y los ejes de cada uno de los segmentos es la siguiente:

- El subíndice indica el segmento al que estamos haciendo referencia. Así, por ejemplo z_1 hace referencia al eje z del sistema de referencia local asociado al segmento 1.
- Por extensión a la notación anterior el subíndice i hace referencia al segmento actual —por ejemplo z_i es el eje z del sistema de referencia local asociado al segmento al que nos estamos refiriendo— y los subíndices $i - 1$ e $i + 1$ hacen referencia respectivamente al segmento anterior y posterior de la cadena.
- El primer segmento es el que está situado en la base de la cadena, el último segmento es el que define el extremo libre de la cadena cinemática.
- Las matrices de transformación se anotan del siguiente modo: ${}^a\mathbf{R}_b$ donde \mathbf{R} es la matriz, a es el segmento al que transforma y b es el segmento desde el que transforma, así ${}^i\mathbf{R}_0$ es la matriz que transforma desde el sistema de referencia universal hasta el segmento actual.

	Masa	CdG	Matriz de Inercias
Antebrazo	0,016 B_m	$[0 \ F_L(0,4557 - 1) \ 0]$	$\begin{pmatrix} 0,0849 & 0 & 0 \\ 0 & 0,0908 & 0 \\ 0 & 0 & 0,146 \end{pmatrix} \cdot F_M F_L^2$
Mano	0,006 B_m	$[0 \ H_L(0,79 - 1) \ 0]$	$\begin{pmatrix} 0,555 & 0 & 0 \\ 0 & 0,424 & 0 \\ 0 & 0 & 0,658 \end{pmatrix} \cdot H_M H_L^2$

Tabla 2.4: Parámetros inerciales del modelo biomecánico

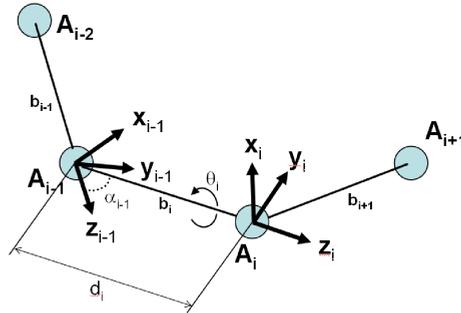


Figura 2.4: Parámetros de Denavit–Hartenberg

De acuerdo con la metodología de Denavit y Hartenberg, la **ubicación de los ejes de referencia** debe hacerse del siguiente modo:

- Elegir un sistema de coordenadas fijo asociado a la base de la cadena.
- Localizar el eje z_i de cada articulación: Si la articulación es rotativa, el eje será el eje de giro. Si es prismática, el eje determinará la dirección de deslizamiento.
- Situar el eje x_i en la línea normal común al eje z_{i-1} y al eje z_i . Si son paralelos, se elige sobre la línea normal que corta a ambos ejes.
- Situar el eje y_i de modo que el sistema de referencia sea dextrógiro.

La explicación de cada uno de los parámetros es la que se indica a continuación y se puede ver en la figura 2.4:

- d_i Es la distancia desde el origen del sistema de coordenadas $i - 1$ hasta la intersección del eje z_{i-1} con el eje x_i a lo largo del eje z_{i-1} .
- a_i Es la distancia de separación desde la intersección del eje z_{i-1} con el eje x_i hasta el origen del sistema i a lo largo del eje x_i (o la distancia más corta entre los ejes z_{i-1} y z_i).
- θ_i Es el ángulo de la articulación del eje x_{i-1} al eje x_i respecto del eje z_{i-1} (utilizando la regla de la mano derecha).
- α_i Es el ángulo de separación del eje z_{i-1} al eje z_i respecto del eje x_i (utilizando la regla de la mano derecha).

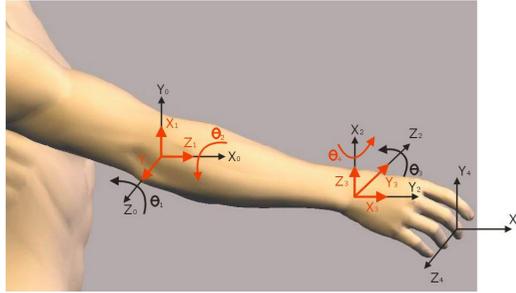


Figura 2.5: Modelo biomecánico de antebrazo

Segmento	d	a	θ	α
1.- Flexoextensión de codo	0	0	$\beta + \frac{\pi}{2}$	$\frac{\pi}{2}$
2.- Pronación-supinación	F_L	0	β	$\frac{\pi}{2}$
3.- Flexoextensión de la muñeca	0	0	$\beta + \frac{\pi}{2}$	$\frac{\pi}{2}$
4.- Abducción-aducción de la muñeca	0	F_L	β	$\frac{\pi}{2}$

Tabla 2.5: Parametrización según Denavit–Hartenberg [20] del modelo biomecánico de antebrazo.

Ya que la parametrización de Denavit y Hartenberg está ideada para modelizar un grado de libertad en cada articulación y dado que en nuestro caso, tanto en la articulación del codo como en la de la muñeca tenemos dos grados de libertad —pronosupinación y flexoextensión en el codo y abducción–aducción y flexoextensión en la muñeca—, era necesario incluir un segmento virtual tanto en el codo como en la muñeca. Con este segmento virtual modelizábamos el grado de libertad extra. Llamamos segmento virtual a un segmento que no tienen masa ni dimensiones asociadas.

En la figura 2.5 se puede ver la ubicación de los sistemas de referencia del modelo biomecánico empleado.

La tabla 2.5 nos muestra los parámetros de Denavit y Hartenberg para cada segmento del modelo. Tal como se deduce de la figura, el segmento 1 y el segmento 3 son los segmentos virtuales del modelo. Se utilizan para modelar los grados de libertad añadidos en cada articulación.

La transposición de los parámetros de masa e inercia de Zatsiorsky–Seluyanov a este modelo es directa. La tabla 2.4 muestra los parámetros inerciales para el segmento 2 —relativo al antebrazo— y

el segmento 4 —relativo a la mano—. Los segmentos 1 y 3 son los segmentos virtuales que se han comentado anteriormente y no se muestran ya que no tienen asociada masa ni matriz de inercias—.

El modelo seleccionado tenía las siguientes limitaciones:

- El modelo cinemático es una simplificación, en realidad, ninguna de las articulaciones seleccionadas se comporta como un par inferior. Esta simplificación es especialmente importante para el movimiento de pronosupinación que se desarrolla a lo largo del antebrazo, no está centrado en la articulación del codo, tal como se ha supuesto. Esto implica que los pares y las potencias vinculadas al movimiento de pronosupinación van a estar sobrestimadas.
- Los parámetros inerciales, no tienen en cuenta las deformaciones de los segmentos. Esto es especialmente importante en la mano, la flexión de los dedos y los movimientos de carpo hacen cambiar los parámetros inerciales de la mano. En el modelo se ha supuesto que la mano está siempre estirada, lo que conlleva sobrestimar los pares y las potencias en la muñeca.
- Los productos de inercia se han despreciado, esto implica una fuente de error en el cálculo de los pares y consiguientemente de las potencias calculadas.

Los movimientos realizados por los pacientes no implicaban el contacto con ningún otro objeto, se le comunicaba al sujeto que debía apuntar a distintos sitios o seguir una trayectoria, pero sin llegar a tocar, por este motivo el modelo no incluía fuerzas de contacto. Únicamente uno de los movimientos requería mover un vaso, se seleccionó un vaso muy ligero (de polietileno) para que su contribución a los parámetros cinéticos del modelo fueran despreciables.

2.1.2.2. Implementación del modelo

El modelo se implementó en Simulink[®], de este modo se podía utilizar dentro de la plataforma RealTime Workshop de MatLabTM como un estimador de potencia y formar parte del bucle de control de los sistemas que se desarrollaran.

Se creó un módulo genérico de antebrazo y mano para que permitiera de modo sencillo el cálculo de los parámetros cinemáticos e

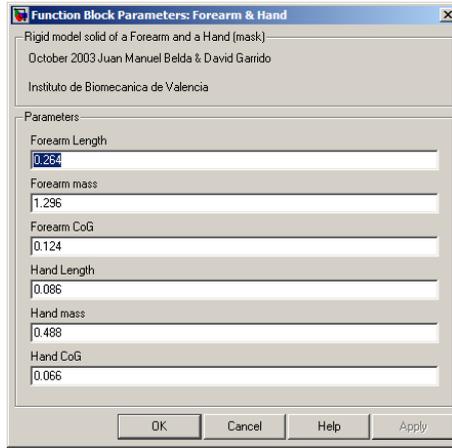


Figura 2.6: Máscara del modelo biomecánico de antebrazo y mano con los parámetros antropométricos requeridos

inerciales a partir de las características antropométricas de la persona ensayada (figura 2.6).

Debajo del módulo genérico se hallaba anidada una estructura de cuatro bloques, representando cada uno de los cuatro sólidos rígidos de que consta el modelo y que se han comentado en el apartado anterior (figura 2.7).

Los detalles del modelo desarrollado en Simulink® se encuentran en el anexo D.

2.1.3. Cálculo de las especificaciones técnicas

Para calcular las especificaciones técnicas se utilizaron las características antropométricas de los usuarios y las señales de los electrogoniómetros y se calculó la potencia y el par instantáneos para cada articulación.

El objetivo era poder seleccionar los actuadores basándonos en un parámetro de esfuerzo nominal —par o fuerza— y un parámetro energético nominal —potencia nominal—. Sin embargo, los parámetros que obtenemos del modelo son el momento y la potencia instantáneos. Una primera aproximación para estimar, a partir de los resultados obtenidos, los parámetros nominales sería utilizar los valores cuadráticos

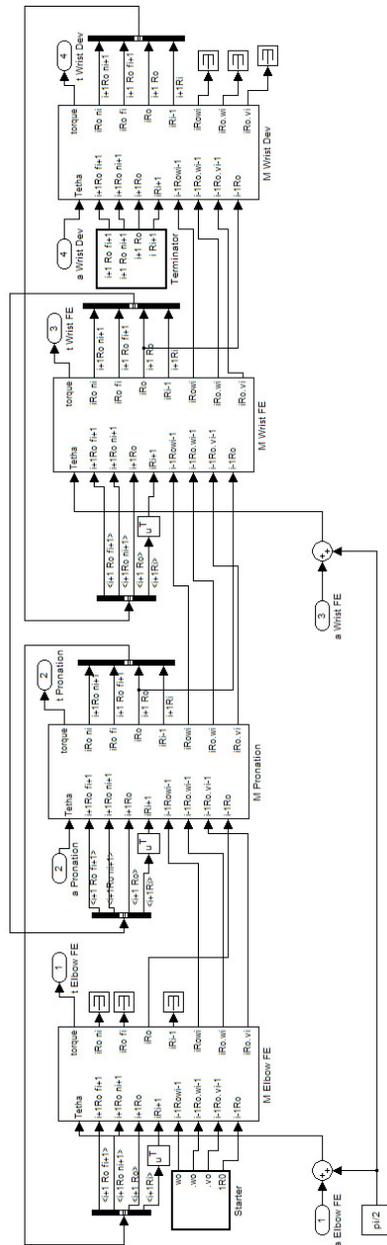


Figura 2.7: Modelo de sólidos rígidos del antebrazo realizado en Simulink®.

medios de las estimaciones. Sin embargo, esta sería una aproximación a la baja, dado que el temblor no está presente en todo el proceso de medida. Como alternativa, se eligieron como valores nominales los valores del tercer cuartil de los valores instantáneos.

2.2. Criterios de diseño ortésico

Para el desarrollo de cada una de las ortesis se revisaron criterios de diseño de cada uno de los aspectos relevantes. Por ello se tuvieron en cuenta los principios de diseño de ortesis convencionales respecto a la protección de las estructuras corporales. Las presiones máximas a aplicar, la alineación de las ortesis y las zonas libres articulares. A su vez, las ortesis se diseñaron de acuerdo con los principios ortésicos para la supresión del temblor y que se basan en la asunción de nuevas restricciones basadas en el carácter dinámico del temblor. Por último, el diseño mecánico de cada una de las ortesis se adecuó a las características de los actuadores elegidos y de las articulaciones a controlar.

2.2.1. Principios ortésicos generales

Tal como se ha comentado anteriormente, en el diseño ortésico se han tenido en cuenta una serie de restricciones utilizadas habitualmente en el diseño de sistemas ortésicos funcionales. Estas restricciones, se han agrupado en tres apartados:

1. Alineación de la ortesis
2. Protección de las estructuras corporales
3. Áreas libres articulares

A continuación se comentan los aspectos relacionados con cada una de ellas.

2.2.1.1. Alineación de la ortesis

Los aspectos de alineación de las ortesis son relevantes para correcta ubicación de las articulaciones mecánicas con respecto de las

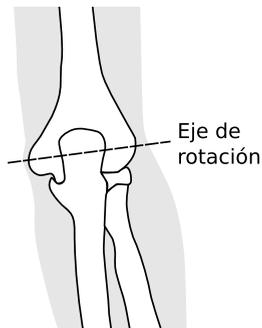


Figura 2.8: Alineación del codo

articulaciones fisiológicas. Los movimientos que se tienen que controlar con las ortesis son los relativos a flexoextensión de la muñeca, flexoextensión del codo y pronosupinación.

El eje mecánico del sistema de flexoextensión de codo se alineó con la línea imaginaria que une las prominencias óseas del húmero: el epicóndilo y la epitroclea (figura 2.8).

El eje mecánico de la flexoextensión de la muñeca se ubicó alineado con la línea media de la muñeca, justo por delante del extremo de la apófisis estiloides cubital. (figura 2.9).

En cuanto al movimiento de *pronosupinación*, dado que su eje de rotación es interno respecto al segmento del antebrazo —y por lo tanto no es posible poner actuadores ni elementos de restricción alineados con él—, para su control se consideró una aproximación similar a la empleada en el Golden Arm [2], en el cual el estado de rotación de una barra paralela al antebrazo controla el estado de rotación del antebrazo. Para la ubicación de la barra se tuvo en cuenta la estructura anatómica del antebrazo (1.1.3.1): el movimiento de pronosupinación es, básicamente, un movimiento de rotación del radio alrededor del cúbito. El cúbito es el hueso más importante de la articulación del codo, mientras que el radio es la articulación más importante en la muñeca. Por ello se situó un apoyo en el extremo proximal —y por lo tanto apoyado fundamentalmente sobre el cúbito— y otro apoyo en el extremo distal —y, por lo tanto, apoyado fundamentalmente sobre el radio—.



Figura 2.9: Alineación de la muñeca

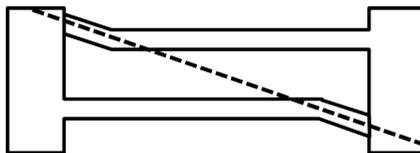


Figura 2.10: Movimiento de pronación supinación

2.2.1.2. Protección de las estructuras corporales

Tal como se ha comentado en el apartado 1.1.4.2 las estructuras corporales que necesitan protección en el diseño de ortesis son las prominencias óseas, las zonas muy vascularizadas y las zonas muy inervadas.

Las estructuras implicadas en el diseño de las ortesis incluyen el brazo, el antebrazo y la mano. En lo referente a las **prominencias óseas**, era necesario evitar la epitroclea y el epicóndilo en el codo, las apófisis estiloides radial y cubital en la muñeca y los nudillos de los dedos en la mano.

Por lo que respecta a las **estructuras vascularizadas e inervadas** se evitó comprimir los nervios cubital y mediano en la zona de la muñeca —y evitar de este modo la aparición del síndrome del tunel carpiano—. Mención especial merece la zona próxima a la axila, debido a la alta densidad de nervios y vasos sanguíneos que transitan por esta zona. Por este motivo se evitó diseñar apoyos que transmitieran carga sobre esta zona.

2.2.1.3. Áreas libres articulares

En el movimiento de **flexión del codo** gran parte del antebrazo puede entrar contacto por su lado ventral con el brazo, hasta el vientre muscular del bíceps. Por ello se evitó diseñar apoyos que tuvieran una parte sustancial del apoyo en la cara ventral del extremo proximal del antebrazo o sobre el bíceps en el brazo. De este modo se maximiza el recorrido en flexión de la articulación del codo y se limita producir pellizcos al atrapar tejido entre los apoyos del antebrazo y del brazo.

En el movimiento de **pronosupinación**, dado que este se realiza fundamentalmente sobre el extremo distal del antebrazo, se diseñaron los apoyos del antebrazo de modo que apoyaran respectivamente sobre el tercio proximal del antebrazo y el tercio distal, y que así permitieran la mayor parte del recorrido del movimiento.

En el movimiento de **flexoextensión de la muñeca** no llegan a entrar en contacto el segmento de la mano con el del antebrazo, por lo que los requisitos de diseño no eran tan estrictos como en el caso del codo comentado con anterioridad. En cualquier caso los apoyos en muñeca y mano se diseñaron de modo que evitaran entrar en contacto entre sí en las posiciones extremas del movimiento y, de ese modo, evitar pellizcos por atrapamiento de tejidos entre los apoyos de las ortesis.

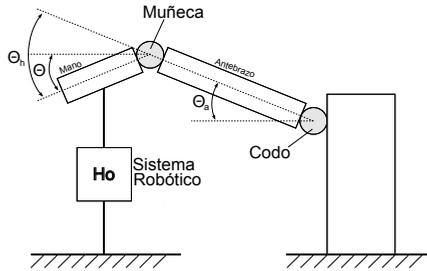


Figura 2.11: Ortesis anclada al suelo.

2.2.2. Principios ortésicos para la supresión del temblor

Los aspectos dinámicos se analizaron desde la perspectiva de los sistemas dinámicos —que ya ha sido presentada en el punto 1.1.5.1—. Las conclusiones obtenidas del estudio de los fenómenos dinámicos derivados del temblor se establecieron en forma de principios ortésicos específicos para el diseño de las ortesis.

Para ello se partió del análisis de las ortesis ancladas al suelo y se comparó su comportamiento con las ortesis para llevar puestas.

2.2.2.1. Ortesis ancladas al suelo

Tal como se ha comentado en la introducción (1.1.5.1), la aproximación más habitual en la bibliografía científica para la supresión del temblor es sujetar el extremo del brazo a un dispositivo que está, a su vez, fijo al suelo o a otro tipo de elemento externo al usuario, como puede ser una silla de ruedas. Simplificando para un sistema tembloroso de dos articulaciones —que vamos a llamar muñeca y codo—, esta aproximación correspondería a la de la figura 2.11.

En una configuración de este tipo se puede eliminar el temblor correspondiente a la mano independientemente de que esté generado en la muñeca o en el codo —para nuestro ejemplo no existe hombro—.

Para el análisis dinámico de un sistema de estas características, se hicieron una serie de consideraciones y simplificaciones:

1. El movimiento en cada articulación es independiente del movimiento en las otras articulaciones.

2. El movimiento voluntario se genera en un sistema central. A la componente de movimiento se le añade otra componente involuntaria que consiste en el temblor. Con lo cual suponemos que el movimiento está generado en el sistema nervioso central y que en algún punto (no especificado) se le añade una componente no voluntaria.
3. Las componentes del movimiento se ven modificadas por la rigidez dinámica de la articulación.
4. La rigidez dinámica de la articulación se puede modelizar como un sistema de segundo orden (con componentes de rigidez, viscosidad e inercia). Estas componentes son debidas a las características de los elementos pasivos —ligamentos— y activos —músculos— que constituyen la articulación. Se trata de una simplificación ya que las características de estos elementos son complejas —y no son constantes—. En cualquier caso, para la aproximación basada en sistemas dinámicos que se utilizó, la identificación de las distintas características se realiza a partir de la respuesta en frecuencia de la articulación, por lo que cuando se considere la rigidez, la viscosidad y la inercia se tratará de los valores aparentes que determinan una respuesta en frecuencia equivalente a la de la articulación real.
5. La articulación está accionada por un momento interno. Evidentemente, ésta es una simplificación, dado que las articulaciones están controladas por músculos, que son actuadores lineales. Sin embargo, para el diseño de la ortesis únicamente es necesario conocer los efectos externos sobre la articulación.

En resumen, se consideró que el movimiento de una articulación consiste en una señal de par —generada en el sistema nervioso central— que resulta modificada por la rigidez dinámica de la articulación (2.2)

$$\Theta(s) = \frac{1}{B(s)} \cdot T(s) \quad (2.2)$$

Por lo tanto, en un sistema anclado al suelo (figura 2.11) en el que únicamente existe temblor en la articulación de la muñeca, podemos escribir la posición de la mano, en función de las rigideces dinámicas (2.3) —en el anexo A se muestran como se han obtenido estas expresiones—.

$$\theta_h(s) = \frac{B_e}{B_w \cdot B_e + B_w \cdot H_o + B_e \cdot H_o} \cdot T_w(s) \quad (2.3)$$

Donde $H_o(s)$ es la función de transferencia de la ortesis, B_w la rigidez dinámica de la muñeca, B_e la rigidez dinámica del codo y $T_w(s)$ es el momento aplicado a la muñeca. Pero, además habrá una parte de movimiento en el antebrazo (2.4).

$$\theta_a(s) = \frac{-H_o}{B_w \cdot B_e + B_w \cdot H_o + B_e \cdot H_o} \cdot T_w(s) \quad (2.4)$$

La consecuencia es obvia. Ante la existencia de un temblor en la muñeca, una ortesis anclada al suelo puede conducir parte de la energía asociada al temblor al suelo, pero otra parte del temblor puede desplazarse hacia otras articulaciones más cercanas al cuerpo —más proximales—, en nuestro ejemplo, el codo. En realidad, lo que ocurre es más complicado, dado que en muchas ocasiones el temblor está presente en más de una articulación, y además, las estrategias de realimentación del movimiento interfieren con la ortesis. En cualquier caso, el desplazamiento del temblor hacia articulaciones proximales, es uno de los efectos que ocurren con los sistemas anclados al suelo, y reviste especial gravedad en movimientos que implican otros segmentos del cuerpo —como comer o vestirse—.

Si consideramos una ortesis que funcione cambiando la impedancia mecánica de la articulación tal como sugieren Pledgie *et al.* [63], tenemos que (2.4) se convierte en (2.5).

$$\theta_h(s) = \frac{B_e}{B_w \cdot B_e + B_w \cdot B_o + B_e \cdot B_o} \cdot T_w(s) \quad (2.5)$$

En esta expresión B_o es la resistencia dinámica de la ortesis. Sin embargo (2.5) es muy diferente de (1.10) que es la expresión que proponen Pledgie *et al.* en su trabajo.

Sin embargo, tal como vamos a demostrar, la expresión (1.10) es un caso particular de (2.5). De acuerdo con Acosta *et al.* [1] los distintos elementos del miembro superior no se pueden considerar separadamente para el análisis de la respuesta en frecuencia. El trabajo de estos autores se centra en caracterizar la respuesta en frecuencia de los segmentos del miembro superior. De acuerdo con sus conclusiones, no se puede hablar de una respuesta en frecuencia de cada segmento por separado debido a la existencia de elementos multiarticulares comunes —como por ejemplo los músculos biarticulares, tal como el

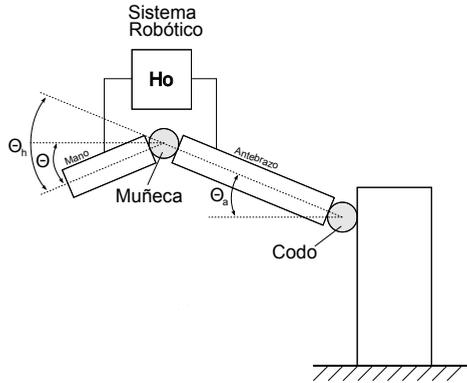


Figura 2.12: Ortesis para llevar puesta.

bíceps—. De este modo, estos autores obtienen un ancho de banda común para todo el miembro superior en torno a los $10Hz$.

Por lo tanto, si reescribimos (2.4) en (2.6) y consideramos que la respuesta en frecuencia de las dos articulaciones consideradas está acoplada —de acuerdo con [1]—, tendremos que B_w/B_e será igual a una constante K .

$$\theta_h(s) = \frac{1}{B_w + \left(\frac{B_w}{B_e} + 1\right) \cdot B_o} \cdot T_w(s) \quad (2.6)$$

Por lo tanto (2.6) se puede simplificar en (2.7), que es equivalente a la expresión de Pledgie *et al.*.

$$\Theta_h(s) = \frac{1}{B_w + K \cdot B_o} \cdot T(s) \quad (2.7)$$

2.2.2.2. Ortesis para llevar puestas

Una ortesis para llevar puesta ejerce su acción entre los dos segmentos adyacentes a una articulación (figura 2.12).

El principio de funcionamiento es muy distinto al de una ortesis anclada al suelo. En primer lugar, una ortesis de este tipo únicamente puede compensar el temblor que se produce en la articulación que controla, por lo tanto el temblor producido en otras articulaciones de la cadena cinemática se transmitirá al extremo de la cadena —la mano— sin posibilidad de ser suprimido mediante la ortesis. Como

contrapartida, la acción de esta ortesis no puede provocar, por sí misma, que el temblor se traslade a otras articulaciones.

Si consideramos que la ortesis aplica una componente viscosa pura, el esquema mostrado en la figura (figura 2.12) es equivalente al Viscous Beam de Kotovsky y Rosen [46]).

Este caso es el de un sistema retroalimentado, en el que la fuerza generada en la ortesis se opone al momento de la articulación (anexo B), la respuesta del sistema será en este caso la mostrada en (2.8).

$$\Theta(s) = \frac{1}{B_w + H_o(s)} \cdot T(s) \quad (2.8)$$

Se puede observar que (2.8) es idéntica a (1.10), por lo que, en una ortesis para llevar puesta se pueden utilizar también los algoritmos propuestos por Pledgie *et al.* [63].

2.2.2.3. Efectos del contacto piel-ortesis

Hasta ahora hemos considerado que la ortesis está firmemente sujeta a cada uno de los segmentos que se pretenden controlar, sin embargo en el caso de las ortesis, la sujeciones se realizan a través de apoyos externos. Estos apoyos descansan sobre la piel del usuario de la ortesis, por lo que, para el diseño de la ortesis, fue necesario tener en cuenta el modo en que las capas de tejidos blandos situados entre la ortesis y el esqueleto del sujeto influyen en el comportamiento de la ortesis.

La figura (2.13) muestra una ortesis para llevar puesta en la que se han tenido en cuenta las características del contacto de la ortesis a través de la piel. En este caso, la rigidez dinámica global de la ortesis, incluyendo la de los contactos, puede escribirse tal como se muestra en (2.9).

$$B_t = \frac{B_{s1} \cdot B_{s2} \cdot B_o}{B_{s1} \cdot B_{s2} + B_{s1} \cdot B_o + B_{s2} \cdot B_o} \quad (2.9)$$

Si consideramos que la rigidez en ambos segmentos es la misma y despreciamos la componente viscosa, podemos simplificar (2.9) en (2.10) en la que K es la rigidez del contacto. Además, cuando $K \gg B_o$, tenemos que $B_t = B_o$, es decir el caso ideal mostrado en 2.8.

$$B_t = \frac{\frac{K}{2} \cdot B_o}{\frac{K}{2} + B_o} \quad (2.10)$$

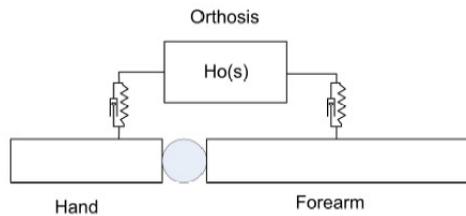


Figura 2.13: Modelo con el contacto ortesis–segmento corporal.

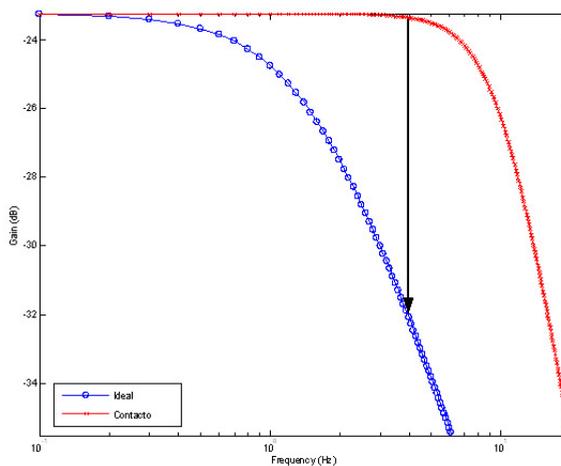


Figura 2.14: Pérdida de efectividad debida a la rigidez del contacto.

Sin embargo, para condiciones de baja rigidez del contacto, la ortosis puede perder eficacia. La figura (2.14) muestra la pérdida de efectividad de una ortosis debido a la rigidez del contacto para un temblor patológico en torno a los 4 Hz . Este efecto adverso puede evitarse aumentando la rigidez del contacto entre la ortosis y el segmento corporal correspondiente (figura 2.15).

Este efecto es especialmente importante en las ortosis basadas en actuadores lineales cuya línea de actuación es paralela al segmento corporal, dado que la rigidez de los tejidos blandos en el plano tangencial es un orden de magnitud inferior a la rigidez en el plano normal.

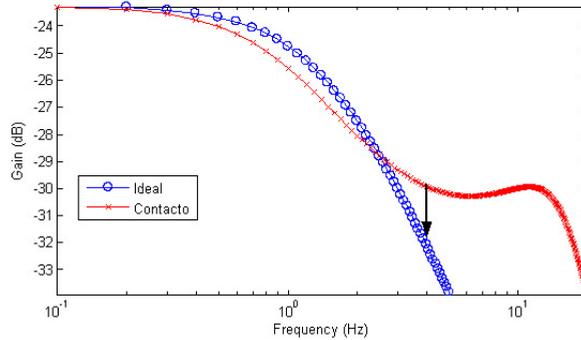


Figura 2.15: El efecto de aumentar la rigidez del contacto.

Además, la rigidez entre los apoyos de la ortesis y el segmento corporal pueden producir pérdidas de rendimiento de la ortesis debido a pérdidas de alineamiento de la ortesis. La figura 2.16 muestra gráficamente este efecto: En la figura 2.16(a) se ha esquematizado el contacto entre la ortesis y la piel y se ha dejado una separación entre ambos para representar la rigidez del contacto. En la figura 2.16(b), el segmento correspondiente a la mano se ha movido, pero la ortesis no actúa debido a la pérdida de alineación entre la ortesis y la mano.

2.2.2.4. Tres principios para el diseño de la supresión del temblor por medios ortésicos

Las consideraciones realizadas en los apartados anteriores se definieron en forma de principios ortésicos para desarrollar ortesis de supresión del temblor.

Estos principios, tienen carácter general y son de aplicación a cualquier posible diseño de ortesis. Se enumeran a continuación.

Primer principio: Restringir en distancia los apoyos de la ortesis entre los distintos segmentos corporales.

El objeto de este principio es evitar que la baja impedancia asociada con la componente tangencial de la rigidez de los tejidos blandos haga perder efectividad a la ortesis. La restricción en longitud entre los apoyos de la ortesis, tal como se muestra en la figura (2.17) aumenta la rigidez del contacto por un factor de 4.

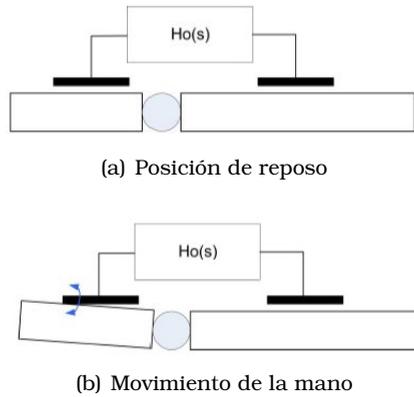


Figura 2.16: Pérdida de efectividad debida a desalineamientos.

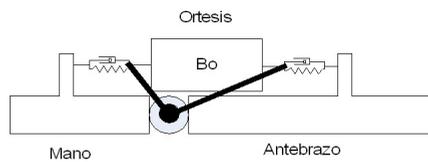


Figura 2.17: Restricción en longitud para aumentar la rigidez equivalente del contacto.

La rigidez equivalente del sistema ortesis + contactos es el que se muestra en la ecuación 2.11.

$$B_t = \frac{B_o \cdot (B_{s1} + B_{s2})}{B_o + B_{s1} + B_{s2}} \quad (2.11)$$

Teniendo en cuenta las mismas simplificaciones que nos han llevado a la ecuación 2.10 —misma rigidez y componente viscosa despreciable— la ecuación 2.11 simplifica a la ecuación 2.12.

$$B_t = \frac{2K \cdot B_o}{2K + B_o} \quad (2.12)$$

Segundo principio: Aumentar la presión de contacto entre la ortesis y los segmentos corporales.

Las características tenso-deformacionales de los tejidos blandos son altamente no-lineales. El comportamiento se asemeja al de un material hiperelástico en el que la rigidez aumenta al aumentar la presión de contacto. Por lo tanto, una forma de incrementar la rigidez aparente del contacto es aumentar la presión del contacto y movernos hacia arriba en las curvas de tensión-deformación.

Esta estrategia tiene dos restricciones (ya apuntadas en el apartado 1.1.4.2): la primera es la seguridad y la segunda es el confort. Para cumplir los requisitos de seguridad es conveniente que la presión se encuentre siempre bajo el nivel de la presión de isquemia, aproximadamente 30 mm Hg [48]. El aspecto del confort es más problemático dado que no hay reglas claras y es altamente dependiente de la forma del contacto y de las características dinámicas de la presión de contacto, tal como se ha comentado en el apartado 1.1.4.2.

Tercer principio: Cada soporte debe tener al menos tres puntos de contacto distintos con el segmento corporal al que está unido.

El objeto de este principio es evitar la pérdida de alineamiento entre las fijaciones y el segmento corporal.

2.3. Valoración de tecnologías alternativas

Dado que el objeto de la tesis es obtener requisitos biomecánicos generales para el diseño de ortesis que supriman el temblor, el uso de

distintas alternativas tecnológicas nos permitía verificar si las hipótesis eran adecuadas.

Para ello se eligieron una serie de actuadores que cumplieran con los requisitos de par, potencia y ancho de banda necesarios, además de otra serie de requisitos como son:

1. Un tamaño y un peso adecuados para ser manejados por el brazo.
2. Diversidad de funcionamiento, especialmente la existencia de actuadores lineales y actuadores giratorios.
3. El rendimiento energético, clave para una solución comercial, no se tuvo en cuenta ya que se trataba de verificar si los conceptos de diseño eran adecuados.

2.3.1. Selección de actuadores

De acuerdo con lo establecido en el apartado anterior se diseñaron dos ortesis usando alternativas distintas. Una de las ortesis estaba basada en motores de corriente continua y otra ortesis estaba basada en un amortiguador lineal de fluidos magnetorreológicos.

De este modo teníamos una ortesis basada en actuadores giratorios—los motores de corriente continua— y otra ortesis basada en un actuador lineal—el basado en los fluidos magnetorreológicos—.

2.3.2. WOTAS: diseño de una ortesis basada en motores de corriente continua

La ortesis basada en motores de corriente continua se denominó WOTAS, acrónimo inglés de Wearable Orthosis for Tremor Assessment and Suppression.

Una de las ventajas de usar motores de corriente continua es la flexibilidad que permiten para aplicar distintas estrategias para la supresión del temblor. Así sobre esta ortesis se programaron dos algoritmos para la supresión del temblor: uno basado en un filtro de rechazo de banda y otro basado en cambios en la impedancia mecánica—es decir la estrategia de Pledgie *et al.* [63]—. En concreto, y dado que la ortesis alternativa era un amortiguador, se simuló una viscosidad extra añadida a cada una de las articulaciones que se pretendían controlar para poder comparar la eficacia debida a la estrategia y la debida a la implementación de distintos actuadores.

La flexibilidad de los motores de corriente continua permitía abarcar distintas articulaciones de manera simultánea, de manera que la ortesis *WOTAS* era un exoesqueleto que abarcaba las articulaciones de codo, muñeca y antebrazo. Concretamente los movimientos de flexoextensión de codo, flexoextensión de muñeca y pronosupinación del antebrazo.

2.3.3. DVB: Diseño de ortesis alternativas

Dado que el actuador era un amortiguador lineal, la estrategia a aplicar sobre la articulación fue el aumento de la viscosidad que, tal como se ha comentado con anterioridad, fue también una de las estrategias aplicadas por *WOTAS*.

De acuerdo al apartado 1.1.5.1, existía una ortesis basada en la aplicación de viscosidad a la articulación que tiembla mediante un actuador lineal, la llamada *Viscous Beam* [46]. Por ello, la ortesis desarrollada incorporó los elementos relevantes de la ortesis publicada. Por ello también el acrónimo que identificaba la ortesis es *DVB*—Double Viscous Beam—. Tal como en el *Viscous Beam*, en el *DVB* se controlaba la articulación de la muñeca ubicando el actuador lineal en la parte dorsal del antebrazo.

El actuador utilizado consistía en un núcleo central que se movía dentro de un espacio lleno del fluido magnetorreológico (figura 2.18). Las pletinas y la superficie del núcleo estaban unidas a través de una bolsa flexible de modo que el fluido magnetorreológico estuviera contenido entre la pletina y el núcleo (figura 2.19). La bolsa flexible, estaba realizada en poliuretano, dado que este material es compatible con el fluido magnetorreológico utilizado.

El campo magnético responsable de sintonizar la viscosidad de los fluidos magnetorreológicos se generaba mediante una bobina arrollada lateralmente que creaba un flujo magnético perpendicular a la bolsa flexible que contiene los fluidos (figura 2.19), de este modo, se conseguía fabricar un actuador de perfil bajo —y cuyo peso no excedía los 200 gramos—.

La principal ventaja de contener el fluido magnetorreológico entre la pletina y el núcleo era evitar la fricción estática asociada a los métodos convencionales para contener los fluidos magnetorreológicos. Esto se conseguía porque cuando el núcleo se movía no comprime el fluido magnetorreológico y la dirección del núcleo era fundamentalmente paralela con respecto a las superficies del núcleo y de la pletina.

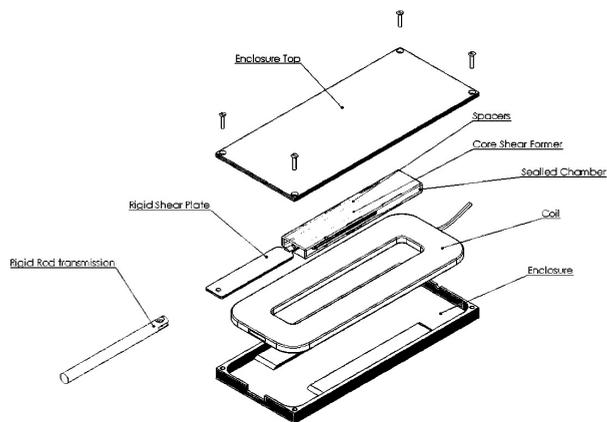


Figura 2.18: Configuración del actuador basado en fluidos magneto-reológicos

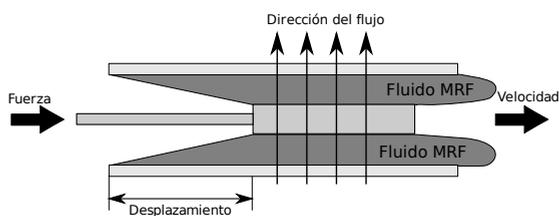


Figura 2.19: Actuador basado en fluidos magnetorreológicos. Principio de funcionamiento

2.4. Validación

Tal como se ha comentado en la sección 2.3, se eligieron dos tecnologías para el desarrollo de ortesis para la supresión del temblor, que dieron origen a dos ortesis denominadas *WOTAS* y *DVB*.

Ambas ortesis se validaron con personas con temblor en el miembro superior.

A continuación se describe el diseño experimental.

2.4.1. Elección de la muestra

Para la validar las ortesis desarrolladas se seleccionaron seis pacientes con temblor patológico por parte del Departamento de Neurología del Hospital General Universitario de Valencia. Todos los pacientes fueron informados del alcance de las pruebas antes de la realización de las mismas y firmaron un formulario de consentimiento (ver anexo E). El perfil de los participantes se puede ver en la tabla 2.6. Todas las sesiones tuvieron lugar en las instalaciones del Hospital General Universitario de Valencia.

2.4.2. Elección de la instrumentación

Las dos ortesis desarrolladas disponían de giroscopios [8] como sistemas para la medición de las velocidades angulares de las articulaciones, con el objeto de poder aplicar viscosidades aparentes a las articulaciones que cada una de las ortesis controlaba. Por ello la instrumentación seleccionada para la medición de la señal temblorosa en cada una de las dos ortesis han sido los giroscopios que las propias ortesis incorporaban.

2.4.3. Protocolo de ensayo

El equipo para la realización de las pruebas clínicas constaba de:

1. Un operador de ordenador, encargado de establecer los parámetros del sistema y de registrar las señales.
2. Un médico neurólogo, encargado de la supervisión de los ensayos y de controlar el estado del paciente.

Usuario	Patología	Comentarios
1	Temblor esencial	Temblor esencial severo. No apreciable a simple vista tras poner cualquiera de las ortesis.
2	Temblor esencial	Temblor esencial severo. No apreciable a simple vista tras poner cualquiera de las ortesis.
3	Temblor esencial	Temblor esencial severo. No apreciable a simple vista tras poner cualquiera de las ortesis.
4	Temblor esencial	Temblor esencial severo resistente a la medicación. Temblores postural y cinético en la muñeca y en la prono-supinación.
5	Temblor mixto	Temblor bilateral severo. Diagnosticado inicialmente como temblor esencial. Durante la realización de las medidas alternaba medicación de temblor esencial con Levodopa por sospecha de enfermedad de Parkinson. Temblor postural cinético y de reposo en todas las articulaciones del miembro superior.
6	Temblor postraumático	Temblor severo bilateral, aunque más evidente en el lado derecho y con una clara componente de rotación del hombro.

Tabla 2.6: Perfil de los participantes en la experimentación

	WOTAS	DVB
Articulaciones	Muñeca (flexoextensión) Pronosupinación Codo (flexoextensión)	Muñeca (flexoextensión)
Funciones	Movimiento libre Pasivo (fricción viscosa) Activo (filtrado activo)	Movimiento libre Pasivo (fricción viscosa)

Tabla 2.7: Resumen de las características de las ortesis empleadas en las pruebas.

3. Un experimentador, encargado de poner y quitar la ortesis y de interactuar con el paciente para la realización de los ensayos.

Se usaron las dos ortesis desarrolladas para la realización de los ensayos, *DVB* y *WOTAS*. La tabla 2.7 resume las posibilidades de uso de ambas ortesis.

Ambas ortesis eran capaces de aplicar estrategias de supresión del temblor patológico y eran también capaces de permitir el Movimiento Libre de la Articulación (MLA). Ni el paciente, ni el experimentador ni el médico neurólogo sabían cuando se estaba aplicando una estrategia de supresión de temblor o cuándo la ortesis estaba en el modo MLA. Este dato era únicamente conocido por el operador del ordenador —que era quien seleccionaba el modo— y que no tenía interacción directa con el paciente. Este diseño trataba de establecer unas condiciones de experimentación similares a una prueba doble-cego, con el objeto de controlar el efecto placebo.

Se seleccionaron tres tareas que tenían que ser realizadas por los pacientes: Mantener el brazo estirado, apuntar con un dedo a la nariz, y mantener el brazo en posición de descanso. Estas tareas son un subconjunto de las que se habían utilizado con anterioridad para la caracterización del temblor, y se seleccionaron atendiendo a un triple criterio:

- Que la sesión experimental no se extendiera excesivamente en el tiempo para no fatigar al usuario de las ortesis —la fatiga es uno de los aspectos que influye en las características del temblor—.
- Tener una representación de las distintas formas del temblor [80, 22].

	<i>WOTAS</i>	<i>DVB</i>
Articulación	Muñeca	Muñeca
	Codo	
	Antebrazo	
Tarea	Apuntar con el dedo	Apuntar con el dedo
	Brazo estirado	Brazo estirado
	Descanso	Descanso
Función	Movimiento libre	Movimiento libre
	Pasivo	Pasivo
	Activo	

Tabla 2.8: Conjunto de registros para cada usuario

- Realizar tareas que puedan ser significativas desde el punto de vista de la función del miembro superior. Las tareas seleccionadas habían demostrado una buena correlación con la escala de Fahn y Tolosa [31] para la valoración de la severidad del temblor en el miembro superior [9].

Así pues, para cada uno de los pacientes se obtuvo el conjunto de registros que se pueden ver en la tabla 2.8.

Para las pruebas realizadas con el *DVB* había cuatro repeticiones por tarea, dos en el modo de movimiento libre y dos en el modo de supresión de temblor. Para las pruebas realizadas con *WOTAS* había tres repeticiones por tarea, una en el modo de movimiento libre, una en el modo pasivo y una en el modo activo. El número de repeticiones se escogió de modo que la duración total de la prueba fuera menor de una hora y evitar de este modo la fatiga del paciente. Se prefirió realizar las mediciones en una misma sesión para asegurar que las medidas fueran comparables.

Los experimentos se equilibraron para evitar las interacciones y los efectos debidos al aprendizaje. El orden en el que se usó cada una de las ortesis se alternó (tabla 2.9) y el orden en el que se aplicaron los modos de funcionamiento se equilibraron también (tablas 2.10 y 2.11). Todas las pruebas se grabaron en vídeo para su análisis posterior.

2.4.4. Análisis de los datos

Para cada uno de los movimientos registrados, cada tarea y cada paciente, la señal en el modo de movimiento libre se utilizó como

Usuario	Primera ortesis	Segunda ortesis
1	WOTAS	DVB
2	DVB	WOTAS
3	WOTAS	DVB
4	DVB	WOTAS
5	WOTAS	DVB
6	DVB	WOTAS

Tabla 2.9: Orden de uso de las ortesis

Usuario	Tarea	Rep1	Rep2	Rep3	Rep4
1	Descanso	Am.	Am.	MLA	MLA
	Estirar el brazo	Am.	MLA	MLA	Am.
	Apuntar nariz	MLA	Am.	Am.	MLA
2	Descanso	Am.	MLA	MLA	Am.
	Apuntar nariz	MLA	Am.	MLA	Am.
	Estirar el brazo	MLA	MLA	Am.	Am.
3	Apuntar nariz	Am.	MLA	MLA	Am.
	Descanso	MLA	Am.	Am.	MLA
	Estirar el brazo	Am.	Am.	MLA	MLA
4	Estirar el brazo	MLA	Am.	MLA	Am.
	Descanso	MLA	MLA	Am.	Am.
	Apuntar nariz	Am.	MLA	Am.	MLA
5	Estirar el brazo	MLA	Am.	Am.	MLA
	Apuntar nariz	Am.	Am.	MLA	MLA
	Descanso	Am.	MLA	MLA	Am.
6	Descanso	MLA	MLA	Am.	Am.
	Estira el brazo	Am.	MLA	Am.	MLA
	Apuntar nariz	MLA	Am.	MLA	Am.

Tabla 2.10: Diseño de experimentos para *DVB*

Usuario	Tarea	Rep1	Rep2	Rep3
1	Descanso	Activo	MLA	Pasivo
	Apuntar nariz	Pasivo	Activo	MLA
	Estirar brazo	MLA	Pasivo	Activo
2	Descanso	Activo	Pasivo	MLA
	Estirar brazo	Pasivo	MLA	Activo
	Apuntar nariz	MLA	Activo	Pasivo
3	Apuntar nariz	Pasivo	Activo	MLA
	Estirar brazo	MLA	Pasivo	Activo
	Descanso	Activo	MLA	Pasivo
4	Apuntar nariz	Pasivo	MLA	Activo
	Descanso	MLA	Activo	Pasivo
	Estirar brazo	Activo	Pasivo	MLA
5	Estirar brazo	MLA	Pasivo	Activo
	Descanso	Activo	MLA	Pasivo
	Apuntar nariz	Pasivo	Activo	MLA
6	Estirar brazo	MLA	Activo	Pasivo
	Descanso	Activo	Pasivo	MLA
	Apuntar nariz	Pasivo	MLA	Activo

Tabla 2.11: Diseño de experimentos para WOTAS

referencia y la reducción del temblor se refirió a esta señal. Así, la reducción del temblor se medía en las mismas condiciones que la señal de temblor asociada, con la ortesis puesta. El temblor registrado de este modo puede diferir del temblor del paciente sin vestir la ortesis, como contrapartida la reducción de temblor medida es debida únicamente a la estrategia de supresión de temblor conseguida por la ortesis, lo que permite valorar de qué modo la estrategia contribuye a la supresión del temblor.

El análisis de la reducción del temblor se realizó a partir de las medidas objetivas de severidad obtenidas en la fase de caracterización del temblor.

El análisis se realizó en tres fases:

- Análisis cualitativo: En esta primera fase se ofrecen las valoraciones generales de los resultados, junto con las opiniones subjetivas de los usuarios que participaron en las pruebas. Los resultados se ejemplifican en casos específicos que resultan ilustrativos para comprender el funcionamiento.
- Análisis descriptivo: Es la segunda fase. En ella se analizan los resultados en su conjunto desde un punto de vista descriptivo, para lo cual los resultados de todas las pruebas se representan gráficamente de manera que pueda comprenderse cuales han sido los resultados generales.
- Análisis estadístico: Es la tercera y última fase. Una vez mostrados, y comprendido, cuales han sido los resultados de las pruebas, éstos se cuantifican y se verifican de manera rigurosa mediante las pruebas estadísticas.

Capítulo 3

Resultados y discusión

La razón de la sinrazón que a mi razón se hace, de tal manera mi razón enflaquece, que con razón me quejo de la vuestra fermosura.
Miguel de Cervantes «Don Quijote de la Mancha»

La organización de este capítulo es muy similar a la del capítulo anterior y está determinada por la estructura en tres fases del plan de trabajo (apartado 1.2.2).

El apartado **caracterización del temblor patológico**, muestra los resultados para la estimación de la severidad del temblor patológico y la estimación de los esfuerzos articulares debidos al temblor

En el apartado de **desarrollo de las ortesis** se muestra como se han implementado los requisitos de diseño en forma de ortesis para la supresión del temblor.

Por último, en el apartado de **validación** se muestran los resultados conseguidos en cuanto a la reducción de la severidad del temblor con las ortesis diseñadas.

3.1. Caracterización del temblor patológico

A continuación se muestran las estimaciones de los esfuerzos asociados al temblor patológico. Estos valores se han calculado a partir de la muestra de personas con temblor patológico de la tabla 2.1.

Parámetro	Estimación	Error estándar	T	p-valor
Ordenada	2,540	0,027	94,073	< 0,001
Pendiente	-1,076	0,024	-44,568	< 0,001

Tabla 3.1: Resultados de la regresión lineal entre la desviación y el pico

3.1.1. Estimación de la severidad del temblor

Para la estimación del temblor disponemos, tal como se ha comentado en el apartado 2.1, de los registros de la escala de valoración funcional de Fahn *et al.* [31]. Uno de los aspectos que valora la escala es la severidad del temblor juzgada subjetivamente por el médico. Tal como se ha comentado, se utilizará la puntuación de la puntuación del apartado de valoración de la severidad en el miembro superior, que varía entre 0 y 12 (apartado 2.1)

Por otra parte, y tal como se ha comentado en el apartado 2.1, se disponía del registro de las señales pertenecientes al temblor en los movimientos de flexoextensión de codo, flexoextensión de muñeca, abducción-adducción de muñeca y pronosupinación del antebrazo. Para cada uno de estos movimientos, se calcularon los parámetros de **pico** y **dispersión**, tal como se han comentado en el apartado 2.1 de material y métodos.

Podemos observar que los parámetros dispersión y pico no son independientes (figura 3.1), sino que sus logaritmos tienen una relación aproximadamente lineal.

El análisis de regresión entre ambas variables ($\ln(Desv)$ y $\ln(Pico)$), muestra una relación significativa entre ambas (tabla 3.1). De acuerdo con los resultados de esta regresión se puede obtener de manera aproximada la relación existente entre la desviación y el pico de potencia espectral (3.1).

$$\ln(Desv) = -1,076\ln(Pico) + 2,54 \quad (3.1)$$

(3.1) es independiente de la articulación que se esté midiendo, del ejercicio que esté realizando el usuario y del usuario que esté realizando el ejercicio.

Dado que uno de los objetivos principales en esta fase del análisis consiste en la obtención de un índice objetivo de severidad del temblor, se ha representado el índice subjetivo de severidad, de la escala de Fahn *et al.* [31] comentada anteriormente, junto con la representación

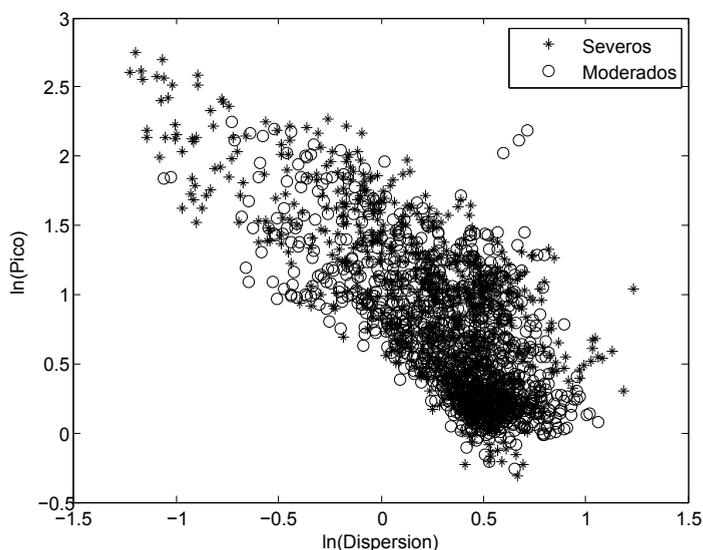


Figura 3.1: Relación entre la dispersión y el pico de potencia espectral, así como su relación con la severidad del temblor. Con círculos se indican aquellos casos en los que el médico ha valorado el temblor en el miembro superior con 4 puntos o menos. Con asteriscos se indican aquellos casos en los que la valoración ha sido de 5 puntos o más. Puede observarse que en el lado superior izquierdo únicamente hay casos valorados con 5 puntos o más, lo que indica una posible relación entre las medidas objetivas y las subjetivas.

de los logarimos de la desviación y el pico. Tal como se puede observar, ambos están relacionados entre sí (figura 3.1). Los valores con mayor severidad objetiva son aquellos en los que el pico de la potencia espectral es mayor y la desviación de la potencia espectral menor.

Esta representación, parece sugerir una relación entre la severidad subjetiva del temblor con el pico de potencia espectral y la desviación, dado que parece existir una mayor concentración de valores subjetivos altos en la zona en la que la potencia espectral es mayor y la dispersión menor. Esta posible relación se analiza de manera cuantitativa más adelante. Para ello, se ha establecido la hipótesis de que la proyección

de ambos valores —potencia espectral y dispersión— sobre la recta de regresión nos dé un índice de severidad objetivo que esté relacionado con el subjetivo. Dada la recta de regresión entre ambos parámetros (3.1), podemos escribir lo que sería el índice de severidad objetivo —al que a partir de ahora nos referiremos a él como **severidad**— como (3.2) en el que K y m pueden ser dos constantes arbitrarias que nosotros por conveniencia hemos tomado de modo que los valores máximo de severidad puedan variar desde 0 —severidad mínima— hasta 1 —severidad máxima—.

$$S = K \ln\left(\frac{P}{D^{1,07}}\right) + m \quad (3.2)$$

Si simplificamos (3.2) en (3.3), obtenemos una expresión muy fácil de entender para el parámetro de severidad objetiva. En este caso, podemos observar como estaremos diciendo que un determinado temblor es más severo cuando el pico de potencia espectral es mayor y la distribución de frecuencias es menor, es decir, cuando el pico es más agudo, mayor será la severidad del temblor.

$$S = K \ln\left(\frac{P}{D}\right) + m \quad (3.3)$$

Para entender la importancia de un índice de severidad de estas características, hay que tener en cuenta que para un usuario tenemos un único índice de valoración de severidad subjetiva realizado por el médico, mientras que tenemos un índice objetivo por cada movimiento registrado, en cada una de las pruebas realizadas, en algunas de las cuales el paciente no tiene temblor, mientras que en otras sí lo tiene, y ocurre lo mismo con las articulaciones medidas, en algunas tiene temblor mientras que en otras no lo tiene.

Así pues, para encontrar la relación entre el valor de la severidad del temblor obtenido mediante la escala de Fahn *et al.* [31] y los parámetros objetivos medidos mediante la instrumentación de las diferentes pruebas, es necesario obtener un solo valor de la severidad para cada usuario a partir de las medidas del temblor en cada articulación y en cada ejercicio. Para ello es necesario agrupar los resultados obtenidos de acuerdo con (3.3) para cada articulación y cada ejercicio.

En principio se ha asumido tomar el máximo valor obtenido para cada una de las articulaciones y agrupar los ejercicios de manera que representen las distintas categorías definidas por la escala de valoración funcional en la valoración de la severidad del temblor en el miembro superior (tabla 3.2).

Fahn	Medidas
Reposo	Reposo
Postural	Brazo estirado
Intención	Apuntar la nariz Seguir una espiral Mover un objeto Apuntar un objeto

Tabla 3.2: Agrupaciones para el cálculo de la severidad objetiva

Variable	R	R ²	p-valor
Severidad	0,660	0,435	< 0,001
Pico	0,646	0,417	< 0,001
Disp	0,523	0,274	0,003

Tabla 3.3: Valores del ajuste para la agrupación máximo

Para verificar de qué modo la agrupación es capaz de predecir de manera más efectiva la severidad del temblor, se han obtenido índices alternativos para el promedio de la agrupación y el máximo valor entre las variables agrupadas. Por último, al margen de la variable definida anteriormente —**severidad**— se ha analizado el ajuste también para las variables pico y dispersión. Para la obtención del índice objetivo de severidad se suman los valores como en los valores de la escala de valoración funcional de Fahn *et al.* [31]. Los resultados se resumen en la tablas 3.3 y 3.4.

Como se puede observar en las tablas, el mejor ajuste se obtiene por parte de la variable definida como severidad agrupando los movimientos por máximo, es decir, tomando como valor de severidad el valor máximo entre las severidades correspondientes al temblor en cada ejercicio.

En la figura 3.2 se muestra gráficamente la correlación obtenida entre las variables de la severidad obtenida y la severidad, como se define en la escala de Fahn *et al.* [31].

Variable	R	R ²	p-valor
Severidad	0,631	0,398	< 0,001
Pico	0,640	0,409	< 0,001
Disp	0,533	0,284	0,002

Tabla 3.4: Valores del ajuste para la agrupación promedio

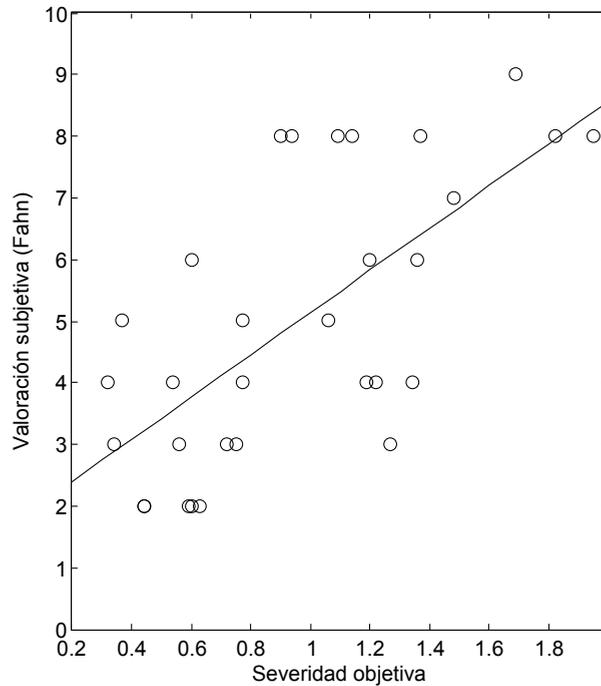


Figura 3.2: Correlación entre el parámetro severidad objetiva y la severidad obtenida según la escala de Fahn *et al.* [31]

	Hombres			Mujeres		
	P25	P50	P75	P25	P50	P75
Edad (años)	44	64	73	36	41	58
Altura (cm)	162	169	175	156	161	166
Peso (kg)	70	78	81	57	57	65
Long. antebrazo (cm)	25,2	26,5	27,0	22,5	23,8	24,8
Long. mano (cm)	18,4	20,6	21,2	18,0	18,2	18,9
Anch. antebrazo (cm)	8,5	9,2	9,8	8,0	8,2	9,0
Anch. muñeca (cm)	5,6	6,3	6,8	4,9	5,5	6,1

Tabla 3.5: Características de antropométricas de las personas que participaron en el estudio

3.1.2. Cálculo de los momentos y las potencias asociados al temblor

A cada una de las personas que participaron en el estudio se les tomaron una serie de medidas antropométricas para calcular los parámetros inerciales correspondientes a los segmentos del antebrazo y la mano (tabla 3.5).

Para poder estimar las potencias y los momentos articulares asociados al temblor, además de la estimación de los parámetros inerciales es necesario conocer las características cinemáticas del movimiento. Tal como se ha comentado en el apartado 2.1.1.5, los datos han sido suavizados para poder estimar de manera fiable la aceleración y la velocidad angulares a partir de los ángulos. La figura 3.3 ilustra la eficiencia de los filtros diseñados.

El cálculo de la potencia y los momentos articulares se han calculado a partir de las señales angulares suavizadas, tal como se ha comentado en el apartado 2.1.2.

las curvas temporales relativas a los momentos y a la potencia articulares se han obtenido a partir del modelo biomecánico desarrollado con el suavizado de las señales propuesto.

Como puede observarse, el temblor no está presente en todos los momentos de la medida, por ese motivo, tomar el valor cuadrático medio de ambas magnitudes no resulta adecuado para el dimensionamiento de los actuadores de las ortesis, dado que estaríamos haciendo una estimación a la baja. Por otra parte, tomar el pico máximo de ambas magnitudes tampoco es apropiado por dos motivos, en primer lugar los máximos son puntos sujetos a una gran variabilidad y como

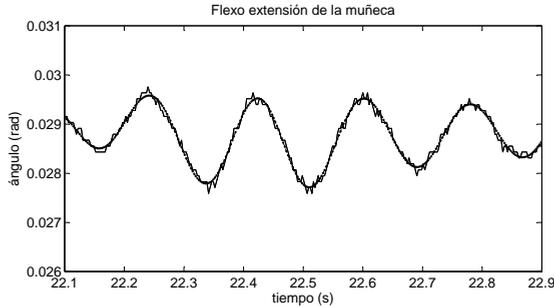


Figura 3.3: Suavizado de las señales del temblor. En puntos la señal suavizada, con líneas la señal registrada

Percentil	FlEx Muñeca	Desv Muñeca	PronoSup	FlEx Codo
5	0,008	0,004	0,005	0,006
50	0,037	0,016	0,070	0,031
95	0,430	0,244	2,808	0,227

Tabla 3.6: Momentos articulares asociados al temblor por articulación en los pacientes medidos(Nm)

consecuencia llevan asociado un error de medida mayor que otras medidas de la dispersión de la medida tal como el tercer cuartil o el percentil 95, en segundo lugar, la caracterización en potencia de los actuadores es en el régimen permanente y por lo tanto está más cercano a un valor medio. Por estos motivos se han tomado como adecuados para el dimensionado los valores del tercer cuartil.

En la tabla 3.6 pueden verse los momentos articulares calculados, agrupados por paciente y por prueba realizada. Se puede ver como los momentos articulares están por lo general entre $0,004Nm$ y $2,8Nm$.

En la tabla 3.7 se pueden ver las potencias articulares calculadas, agrupadas por los mismos conceptos que anteriormente. Vemos que la mayoría de las potencias se encuentra por debajo $1W$.

Percentil	FlEx Muñeca	Desv Muñeca	PronoSup	FlEx Codo
5	$2,20 \cdot 10^{-5}$	$1,50 \cdot 10^{-5}$	$1,00 \cdot 10^{-5}$	$3,00 \cdot 10^{-5}$
50	$4,04 \cdot 10^{-5}$	$3,91 \cdot 10^{-4}$	$6,26 \cdot 10^{-4}$	$9,01 \cdot 10^{-5}$
95	$3,48 \cdot 10^{-2}$	$9,34 \cdot 10^{-2}$	$1,08 \cdot 10^{-1}$	$1,08 \cdot 10^{-1}$

Tabla 3.7: Potencias articulares asociadas al temblor por articulación en los pacientes medidos (W)

3.2. Desarrollo de ortesis para la supresión del temblor

Para el desarrollo de cada una de las ortesis se revisaron principios de diseño de cada uno de los aspectos relevantes. Por ello se tuvieron en cuenta los principios de diseño de ortesis convencionales en lo referente a la protección de las estructuras corporales, las presiones máximas a aplicar, la alineación de las ortesis y las zonas libres articulares. Todos estos principios se han comentado en el apartado 1.1.4.2.

A su vez, las ortesis se diseñaron teniendo en cuenta los principios ortésicos para la supresión del temblor comentados en material y métodos (2.2.2.4) y que asumen nuevas restricciones basadas en el carácter dinámico del temblor. Por ello, se diseñaron los apoyos de las ortesis de manera que se asegurara la alineación con el segmento corporal sobre el que reposaran, se restringió la posibilidad de desplazamiento lineal entre los apoyos de las ortesis consecutivos, y se desarrollaron estrategias para poder conjugar el necesario aumento de la presión de contacto que requiere una ortesis para la supresión del temblor con los aspectos de seguridad y confort relacionados con el aumento de la presión.

Por último, el diseño mecánico de cada una de las ortesis se adecuó a las características de los actuadores elegidos y de las articulaciones a controlar.

A continuación se comenta el diseño realizado para cada una de las dos ortesis.

3.2.1. Desarrollo de la ortesis *DVB*

El objetivo de la ortesis *DVB* era desarrollar una ortesis lo más próxima posible a una futura ortesis comercial para la supresión del

temblor. El punto de partida inicial en el diseño de *DVB* es la ortesis *Viscous Beam* de Kotovsky y Rosen [46] (figura 1.18).

La ortesis *DVB*, al igual que el *Viscous Beam* es una ortesis para la supresión del temblor en el movimiento de flexoextensión de la muñeca por amortiguación viscosa. Un amortiguador viscoso funciona como un filtro pasabajo, y, por lo tanto, al disponer una amortiguador viscoso sobre un sistema que tiembla a una frecuencia elevada, la componente de mayor frecuencia del temblor queda amortiguada.

En el caso del *Viscous Beam*, la fricción viscosa se consigue por el desplazamiento relativo de dos placas paralelas entre las que se encuentra un fluido viscoso, tal como se indica en el apartado 1.1.5.1. Los autores de *Viscous Beam* desarrollaron tres amortiguadores alternativos, cada uno con una viscosidad distinta para permitir a los usuarios elegir el grado de viscosidad que era capaz de reducir al máximo el temblor e interferir lo menos posible en el movimiento voluntario. En el caso del *DVB*, la amortiguación puede sintonizarse a través del sistema de regulación.

3.2.1.1. Principios ortésicos generales en *DVB*

Tal como se ha comentado anteriormente, en el diseño ortésico de *DVB* se han tenido en cuenta una serie de restricciones utilizadas habitualmente en el diseño de sistemas ortésicos funcionales. Estas restricciones, se han agrupado en tres apartados:

1. Alineación de la ortesis
2. Protección de las estructuras corporales
3. Áreas libres articulares

A continuación se comenta el modo en que se ha implementado cada una de ellas.

En principio la **alineación** de *DVB* no es especialmente problemática dado que se trata de una ortesis con un actuador lineal, por lo que no es necesario un particular cuidado en la alineación de la ortesis. Sin embargo, la eficacia de la ortesis depende de la ubicación relativa de la ortesis con respecto de la articulación. En general, cuanto mayor es la distancia al eje articular mayor es el momento que puede aplicar sobre la articulación, y por lo tanto, mayor es su eficacia.

En cualquier caso, al ser un actuador lineal es necesario restringir el desplazamiento relativo entre el apoyo de la mano y el apoyo

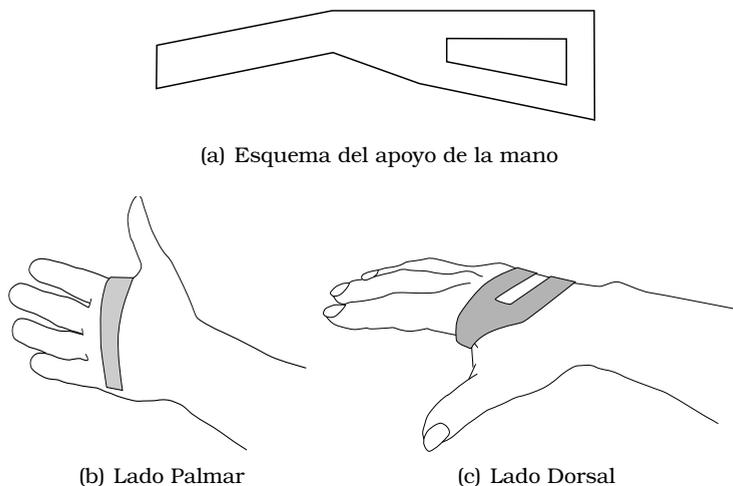


Figura 3.4: Esquema con el diseño del apoyo de la mano

correspondiente al antebrazo. Esto se consigue mediante un bisagra colocada en paralelo a la articulación de la muñeca (figura 3.5). La ubicación de esta articulación sí que debe realizarse de modo que sea compatible con el movimiento correspondiente a la flexoextensión de la muñeca.

Para que la bisagra no moleste en los movimientos realizados sobre una mesa —en los que el apoyo suele realizarse por el borde cubital— se ha ubicado el sistema de restricción longitudinal sobre el borde radial (figura 3.5), de modo que la barra pase por encima del pulgar cuando está en la posición de mayor extensión. En la parte del antebrazo la barra se ha alineado de modo paralelo al eje central del antebrazo.

Para **proteger** la zona problemática de la muñeca del lado palmar. El apoyo del antebrazo se sitúa fundamentalmente sobre el lado dorsal. Existen dos apoyos palmares —para garantizar la alineación de la ortesis con el segmento antebrazo— pero el apoyo más distal está retrasado 4cm para evitar la zona de la muñeca (figura 3.5).

El apoyo de la mano está diseñado de modo que cubra buena parte de la zona palmar de la mano, pero dejando libres los nudillos de la mano (figura 3.4).

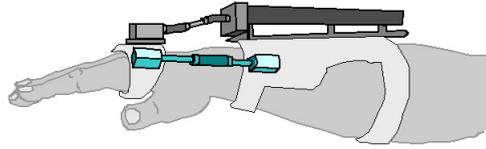


Figura 3.5: Primer principio de diseño aplicado al DVB

En el caso del *DVB* las **áreas libres** que han de ser respetadas son la articulación de la muñeca, las articulaciones del carpo y las de los dedos, en particular la del dedo pulgar.

En el caso de la muñeca, el retrasar la parte delantera del apoyo del antebrazo, que al mismo tiempo nos daba la seguridad de evitar compresiones perjudiciales en la zona de la muñeca, deja suficiente espacio articular para todo el recorrido de flexión de la muñeca.

En el caso de las articulaciones del carpo y de las manos, el apoyo de la mano está diseñado de modo que tenga mayor extensión en la zona dorsal (figura 3.4(c)) y, en la zona palmar, la extensión es mínima de modo que permita que la mano se cierre con facilidad (figura 3.4(b)).

Por lo que respecta al movimiento del dedo pulgar, el apoyo de la mano no le afecta en su movilidad, únicamente la barra de restricción longitudinal de la muñeca puede interferir con el dedo. Para evitarlo, tal como se ha comentado con anterioridad, se sitúa por encima de él en la posición de máxima extensión.

3.2.1.2. Principios ortésicos para la supresión del temblor en *DVB*

Tal como se ha comentado en el apartado 2.2.2.4 se han definido tres principios ortésicos para desarrollar ortesis para la supresión del temblor eficaces.

A continuación se expone de qué modo se ha tenido en cuenta cada uno de los principios para el diseño de *DVB*.

Primer principio: Restringir en longitud los apoyos de la ortesis entre los distintos segmentos corporales La restricción en longitud entre el apoyo del antebrazo y el apoyo de la mano se consigue mediante la barra lateral de restricción (figura 3.5), articulada mediante una bisagra.

Segundo principio: Aumentar la presión de contacto entre la ortesis y los segmentos corporales Este segundo principio está pensado para garantizar que la impedancia mecánica debida a los tejidos blandos que existen entre los apoyos y los huesos del usuario no limiten la eficacia del sistema.

En el caso de *DVB* hay que tener además en cuenta que en el segmento correspondiente a la mano la capa de tejidos blandos es bastante reducida, por lo que este efecto no es tan importante.

Por otra parte, dado que para *DVB* el movimiento de pronosupinación del antebrazo no es importante —porque la ortesis no lo trata de controlar—, el apoyo del antebrazo puede ser lo suficientemente largo, en consecuencia, las pérdidas de alineamiento debido a la deformidad de los tejidos blandos son poco importantes.

En cualquier caso, y ya que, tal como se ha comentado en el apartado 1.1.4.2 para las presiones hay que tener en cuenta también los requisitos de seguridad y de confort, se ha adoptado un sustrato textil realizado en lycra y elastano que comprime de forma uniforme el brazo y la mano, para aumentar la presión de contacto con la menor incidencia posible en el confort. Los receptores de tacto son fundamentalmente sensibles a la deformación, por lo tanto, presiones homogéneas —presiones hidrostáticas— son mejor toleradas por el usuario al evitar las deformaciones locales.

Además, los apoyos del antebrazo y de la mano se cierran mediante unas cintas de Velcro convenientemente dispuestas para aumentar de este modo las presiones de contacto.

Tercer principio: Cada soporte debe tener al menos tres puntos de contacto distintos con el segmento corporal al que está unido El diseño de los apoyos tanto del antebrazo como de la mano está hecho de modo que existan al menos tres puntos de apoyo no alineados entre el apoyo y el segmento corporal sobre el que está fijado. La figura 3.6 muestra de manera esquemática los tres puntos de apoyo para el antebrazo y la mano.

En el caso del apoyo del antebrazo, además, la alineación no es crítica ya que se aprovecha buena parte de la longitud del antebrazo. En el caso de la mano, el segmento es mucho más corto, motivo por el cual es conveniente garantizar una buena alineación. Por ello (figura 3.4(a)) el apoyo está diseñado de modo que tenga dos puntos de apoyo sobre el lado dorsal —donde hay más superficie disponible—. Ese es el motivo por el cual se ha abierto un agujero en el centro del apoyo de la

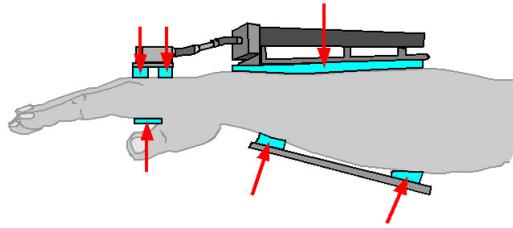


Figura 3.6: Tercer principio de diseño aplicado al DVB

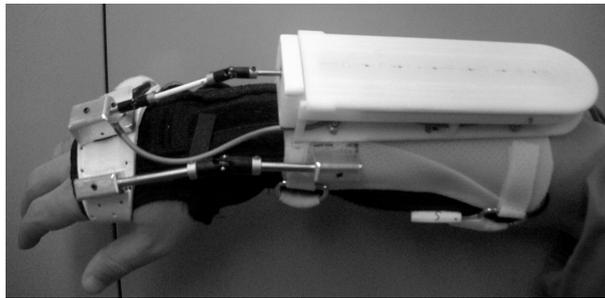


Figura 3.7: Prototipo final de *DVB* y su colocación sobre la articulación de la muñeca

zona dorsal, para dividir el apoyo y garantizar al menos un punto de contacto distal y otro proximal en el dorso de la mano (figura 3.4(c)), que junto con el punto de apoyo de la palma (figura 3.4(b)) garantizan la alineación del apoyo con la mano.

La figura 3.7 muestra una fotografía del prototipo final de la ortesis *DVB*.

3.2.2. Desarrollo de la ortesis WOTAS

WOTAS es una plataforma ortésica concebida para la aplicación de distintos algoritmos para la supresión del temblor. *WOTAS* se ha diseñado para controlar los movimientos de flexoextensión del codo, flexoextensión de la muñeca y pronosupinación del antebrazo. Al mismo tiempo, *WOTAS* bloquea el movimiento de abducción–aducción de la muñeca, para reducir su complejidad mecánica, si bien este movimiento es el menos funcional del miembro superior [25].

La estructura de WOTAS es de duraluminio para minimizar el peso de la ortesis. Los actuadores son motores eléctricos *Maxon DC flat brushless motor EC45*. Ya que el mayor rendimiento de estos motores se produce a velocidades más altas de las requeridas, se utilizaron reductores armónicos acoplados a los motores. Se escogieron estos reductores por su bajo peso y su bajo perfil, así como los ratios de reducción altos. En concreto se escogieron los reductores *Harmonic Drive HDF-014-100-2A*.

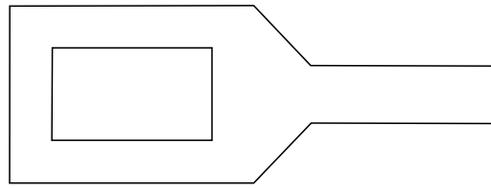
Con todos los componentes finales la ortesis pesa 850g, adecuado para una ortesis para llevar puesta.

Uno de los elementos más importantes en el diseño de WOTAS es el diseño de los sistemas de sujeción al antebrazo. De este modo, la ortesis puede adaptarse a personas con características antropométricas muy distintas. Los apoyos están realizados con un material utilizado en la práctica ortésica para desarrollar ortesis a medida. Dentro del ámbito ortésico el tipo de material elegido se denomina “*termoplástico de baja temperatura*” y consta de varias capas alternadas de plástico y de cola con el punto de fusión entre $60^{\circ}C$ y $70^{\circ}C$. De este modo, exponiendo varios minutos el material en agua caliente, se vuelve maleable y se puede colocar directamente sobre la piel del usuario y moldearlo a la forma de su brazo, cuando el material se enfría se vuelve de nuevo rígido y admite mecanizado. En concreto, el material escogido ha sido Polysar 91x61 tipo A perforado.

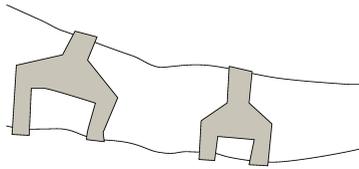
Por último, para la aplicación de distintos algoritmos de supresión del temblor, WOTAS incorpora dos tipos de sensores:

Giroscopios: Miden la velocidad angular. Ya los actuadores son giratorios, dos giroscopios situados respectivamente, en el segmento proximal de la articulación controlada y en el segmento distal nos permite conocer la velocidad angular de la articulación en cada instante de tiempo, y por lo tanto aplicar la estrategia de cancelación escogida.

Galgas extensométricas: Mediante tres puentes de Wheatstone completos para medir los momentos aplicados por el sistema. La señal de estos puentes se ha utilizado como sistema de seguridad, ya que se ha limitado la actuación del sistema a un máximo de $3Nm$ para evitar poder dañar de manera accidental al usuario.



(a) Esquema de los apoyos para el antebrazo y el brazo



(b) Ubicación de los apoyos del brazo y el apoyo proximal del antebrazo

Figura 3.8: Esquema con el diseño de los apoyos del antebrazo y el brazo

3.2.2.1. Principios ortésicos generales en WOTAS

En WOTAS, dado que los actuadores son giratorios y los reductores armónicos son coaxiales con respecto al motor, los ejes mecánicos de los motores están ubicados tal como se indica en el apartado 2.2.1.1.

Por lo que respecta a las áreas libres, los apoyos del brazo y del antebrazo se ubican fundamentalmente en el lado dorsal (figura 3.8(b)). Los dos apoyos que controlan el movimiento de pronosupinación están ubicados en el tercio proximal y el distal del antebrazo para no limitar el rango fisiológico de movimiento.

El apoyo de la mano es idéntico al de *DVB*.

3.2.2.2. Principios ortésicos para la supresión del temblor en WOTAS

Primer principio: Restringir en longitud los apoyos de la ortesis entre los distintos segmentos corporales El *primer principio*, la restricción en longitud, la configuran los propios actuadores. Al ser actuadores rotatorios alineados con el eje articular, imponen una

restricción en longitud a los actuadores que satisface este primer principio.

Segundo principio: Aumentar la presión de contacto entre la ortesis y los segmentos corporales El *segundo principio*, tal como en el caso de la ortesis basada en DVB, se ha basado en un sustrato textil. Para WOTAS se ha utilizado un vendaje compresivo comercial, tal como se describe en 3.2.2.1.

Aquí el objetivo es poder aumentar la presión lo suficiente como para que la impedancia mecánica del contacto sea la suficiente para garantizar la eficacia del sistema, tal como se muestra en 2.2.2.4. Para ello, dado que los receptores cutáneos son fundamentalmente sensibles a la deformación (ver 1.1.4.2), es preferible una compresión “hidrostática”, es decir, igual en todos los puntos, para garantizar el confort en el uso del sistema y poder aplicar presiones mayores. Con una presión de este tipo se consiguen evitar las deformidades locales que producen mayor respuesta de los receptores cutáneos del tacto.

Los límites para la aplicación de la presión son tratar de evitar la oclusión de los vasos sanguíneos y la compresión excesiva de los nervios superficiales. Por todo ello, se eligió el uso de un vendaje flexible compresivo como base sobre la que ubicar los apoyos de WOTAS. En concreto el vendaje escogido fue el de Mapfra[®], debido a su mayor rigidez, derivada de su mayor espesor.

Tercer principio: Cada soporte debe tener al menos tres puntos de contacto distintos con el segmento corporal al que está unido El *tercer principio* en WOTAS se satisface con el diseño de los soportes para cada uno de los segmentos corporales, diseñados de modo que haya al menos tres puntos de contacto para garantizar la alineación (figura 3.8).

La figura 3.9 muestra el prototipo final de la ortesis WOTAS desarrollada.

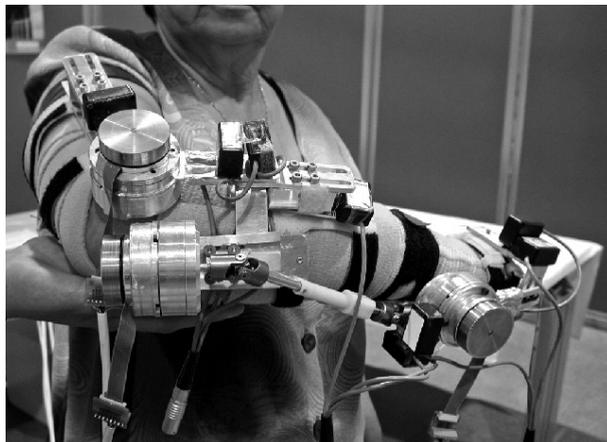


Figura 3.9: Prototipo final de la ortesis WOTAS y su colocación sobre el antebrazo

3.3. Validación de las ortesis para la supresión del temblor

Una vez construidas las ortesis y comprobado en el laboratorio con usuarios sin temblor que su funcionamiento era seguro, se realizó la fase de validación con pacientes.

En esta fase se trataba de comprobar hasta qué punto las ortesis construidas eran capaces de suprimir el temblor.

La validación se presenta en las tres fases que se han indicado en el apartado 2.4. En primer lugar se explicarán las valoraciones subjetivas de la validación, tanto por parte de los técnicos participantes en los ensayos como de los usuarios de las ortesis. Se pondrán ejemplos que resulten ilustrativos de los resultados que se pretenden resaltar.

En segundo lugar se mostrarán los resultados obtenidos de forma cualitativa, es decir, el análisis descriptivo de los resultados. Finalmente se mostrarán los resultados de las pruebas estadísticas realizadas y los resultados obtenidos.

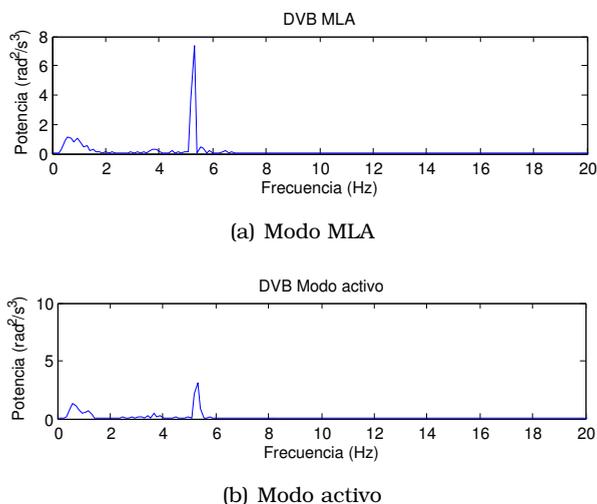


Figura 3.10: Potencia espectral con la ortesis *DVB*.

3.3.1. Análisis cualitativo

3.3.1.1. Resultados con la ortesis *DVB*

Fue posible utilizar *DVB* con los seis pacientes. Todos consideraron que la ortesis era voluminosa pero confortable. El paciente número 4 se daba cuenta cuando el sistema estaba tratando de cancelar el temblor y cuando estaba en el modo de movimiento libre, y espontáneamente decía al equipo de experimentación: “*ahora funciona*” o “*ahora no funciona*”. El operador del ordenador confirmó al resto del equipo cuando terminaron las pruebas que el paciente reconocía correctamente cuándo el sistema estaba en un modo modo o en otro. El resto de pacientes no se daban cuenta de un modo tan evidente cuándo el sistema estaba activo y cuándo no, aunque tras la experimentación dijeron haber sentido “algo” en “alguna repetición”.

Tras el análisis de las grabaciones de vídeo de los seis pacientes no se observó una transferencia clara de temblor entre articulaciones.

Las figuras 3.10 y 3.11 ejemplifican el funcionamiento de *DVB* para el usuario número 4. La figura 3.11(a) muestra la señal temporal correspondiente a la velocidad angular de la muñeca en el movimiento apuntar a la nariz, cuando *DVB* está en el modo de movimiento libre. Al

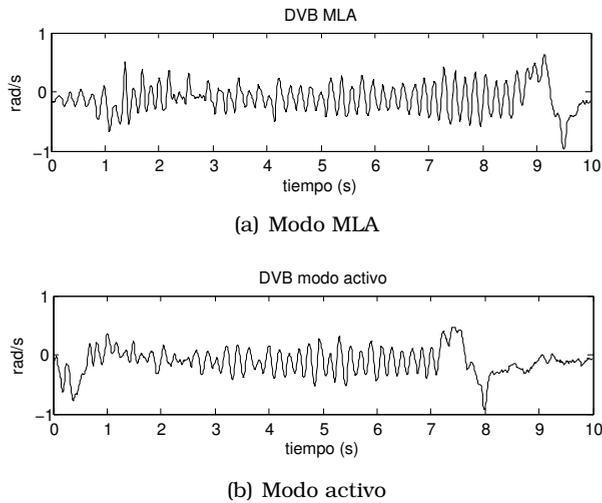


Figura 3.11: Señales temporales con la ortesis *DVB*.

inicio y al final de la gráfica se observan los movimientos asociados al movimiento voluntario de la mano acercándose y alejándose de la nariz respectivamente. Se puede observar que la señal asociada al temblor aumenta su amplitud con el tiempo. El temblor empeora cuando el paciente trata de mantener el dedo apuntando hacia su nariz.

En la figura 3.11(b) se puede observar la gráfica temporal correspondiente a la velocidad angular en la articulación de la muñeca del mismo paciente cuando *DVB* estaba tratando de suprimir el temblor. Se puede observar que, en este caso, también existe temblor en la parte central de la gráfica y que la señal del temblor también aumenta en el tiempo, aunque se mantiene en todo momento inferior a la señal en el modo de movimiento libre.

La figura 3.10 muestra la densidad de potencia espectral de las señales. Se puede observar que la potencia espectral por debajo de $2Hz$ es aproximadamente la misma para ambas señales, lo que es indicativo de que el sistema no interfiere en el movimiento voluntario. También se observa el pico asociado al temblor en torno a los $5Hz$, puede verse además, que este pico es inferior para el modo de supresión del temblor (figura 3.10(b)) con respecto al modo de movimiento libre (figura 3.10(a)). En otras palabras, *DVB* es capaz de suprimir el temblor, permitiendo al mismo tiempo los movimientos voluntarios.

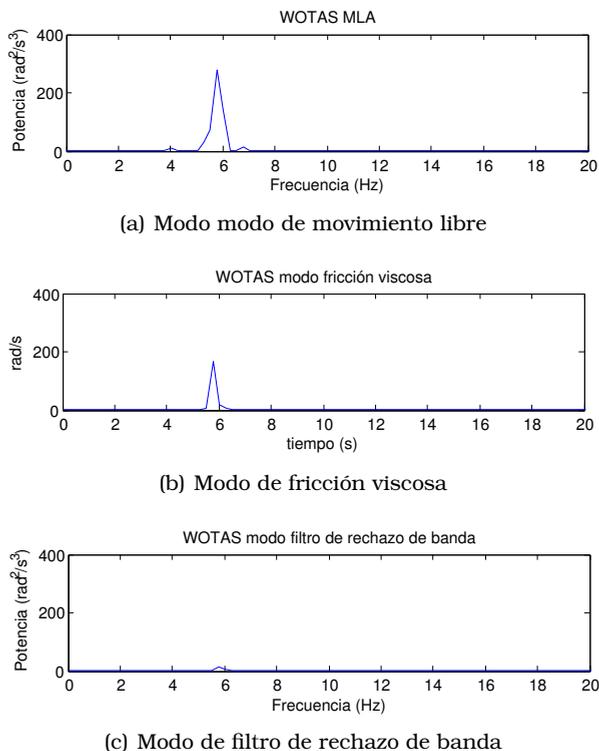


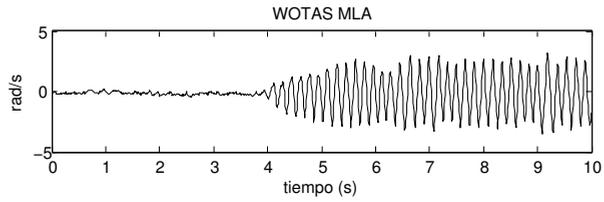
Figura 3.12: Potencia espectral con la ortesis *WOTAS*.

3.3.1.2. Resultados con la ortesis *WOTAS*

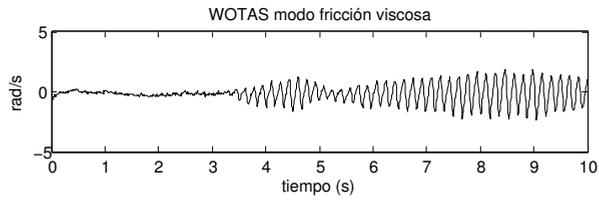
No todos los pacientes fueron capaces de vestir todos los componentes de *WOTAS*. Los pacientes 3 y 6 únicamente pudieron ponerse la parte correspondiente al codo de la ortesis, debido a las dimensiones de sus antebrazos y sus manos.

Tal como ocurrió con *DVB*, el paciente 4 se daba cuenta de cuándo el sistema estaba tratando de cancelar el temblor y de cuándo no trataba de hacerlo. Todos los pacientes sintieron que *WOTAS* era voluminoso, pesado y demasiado incómodo como para ser considerado una ortesis viable.

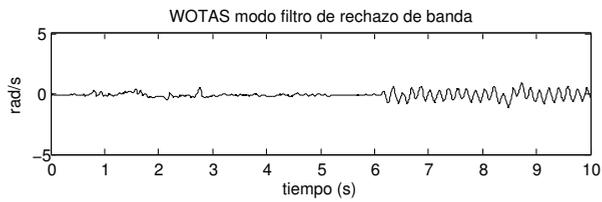
Las figuras 3.12 y figuras 3.13 ejemplifican el modo en que actúa *WOTAS* en ambas estrategias. En la figura 3.13 se muestran las



(a) Modo modo de movimiento libre



(b) Modo de fricción viscosa



(c) Modo de filtro de rechazo de banda

Figura 3.13: Señales temporales con la ortesis WOTAS.

gráficas temporales correspondientes a la tarea de mantener el brazo estirado del paciente 5. En la figura 3.13(a) se muestra la señal de WOTAS en el modo de movimiento libre. Se puede observar cómo el temblor se inicia en el cuarto segundo de la tarea hasta el final de la misma. El modo de rechazo de banda se muestra en la figura 3.13(c), se puede observar en este caso cómo el temblor se inicia en el sexto segundo, pero la amplitud del temblor es claramente inferior que en el caso anterior. Por último en la figura 3.13(b) se observa el modo de amortiguador viscoso, en el que el temblor se inicia en el tercer segundo, también se puede observar una amplitud menor que en el modo de movimiento libre.

La figura 3.12 muestra la representación de la densidad de potencia espectral para las mismas señales que la figura 3.13. El espectro de potencia se ha obtenido para el tramo de señal en el que existe temblor. La figura 3.12(a) muestra un pico de temblor cercano a los 6Hz , en figura 3.12(c) se puede ver que el pico se ha reducido sustancialmente, en la figura 3.12(b) se observa el pico asociado al modo pasivo y se puede ver una reducción sustancial de la potencia espectral asociada al pico de 6Hz .

3.3.2. Análisis descriptivo

La figura 3.14 muestra los resultados de todas las medidas de DVB y WOTAS. Puede observarse que, tal como se ha comentado en la sección 3.1.1, las magnitudes pico y desviación no son independientes sino que están relacionadas de manera aproximadamente lineal por sus logaritmos. Si comparamos esta figura con la figura 3.1, podemos observar que, pese a que la instrumentación utilizada para el registro del temblor es diferentes, ambas gráficas son muy similares. Por ello, se han tomado como índice objetivo de severidad el mismo que para la medición de la severidad del temblor definido en la sección 3.1.1. En este caso las constantes K y m de (3.2) se han estimado para ajustar los valores experimentales de severidad entre $[0 - 1]$. Estos valores de severidad son los que se utilizarán en el resto de la sección de valoración de la reducción del temblor mediante las ortesis.

La figura 3.15 muestra los resultados de la eficacia de las ortesis DVB y WOTAS para la reducción del temblor. De esta última se muestran los resultados correspondientes al funcionamiento tanto en modo de fricción viscosa como en el modo de filtro de rechazo de banda. En el eje de las abcisas se muestra el valor de la severidad en el modo

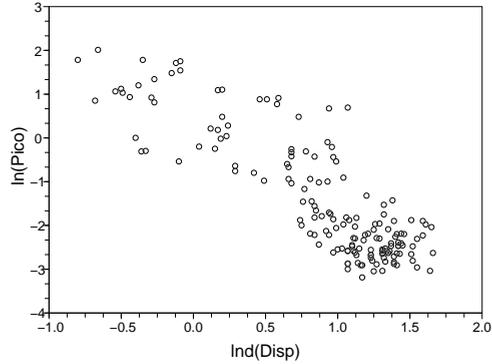
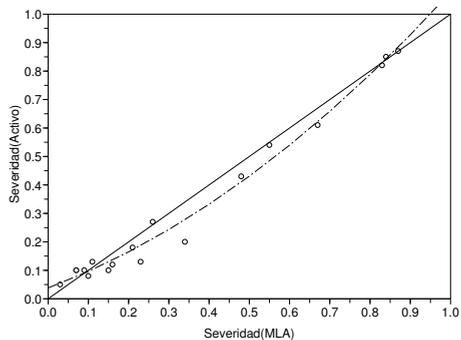


Figura 3.14: Representación de los logaritmos de la desviación frente al pico en las medidas realizadas con las dos ortesis

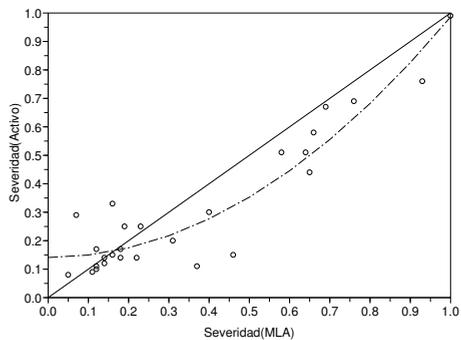
modo de movimiento libre, en el eje de las ordenadas se muestra el valor de la severidad en el modo de reducción de temblor de las ortesis. Por ello, en las gráficas el valor de la bisectriz separa los ensayos en los que la ortesis no ha sido efectiva —aquellos en los que los puntos se encuentran sobre la bisectriz o por encima de ella— de los ensayos en los que la ortesis ha resultado efectiva —aquellos en los que el punto se encuentra por debajo de la bisectriz—

La figura muestra también, además de la bisectriz, la regresión de los resultados a un polinomio de segundo grado para los tres casos. De la inspección visual de las gráficas se deduce que en los tres casos existe un límite inferior por debajo del cual las ortesis no parecen efectivas. Además, tanto para *DVB*—que se comporta como un sistema que aporta fricción viscosa (figura 3.15(a))— como *WOTAS* cuando actúa en modo de fricción viscosa (figura 3.15(b)), para los casos en los que hay mayor severidad parece reducirse la eficacia en la reducción del temblor, los puntos vuelven a aproximarse a la bisectriz, mientras que en el caso de *WOTAS* actuando como un filtro de rechazo de banda (figura 3.15(c)), esta tendencia parece no darse, por el contrario la tendencia sugiere que la ortesis es más eficiente cuanto mayor es la severidad del temblor.

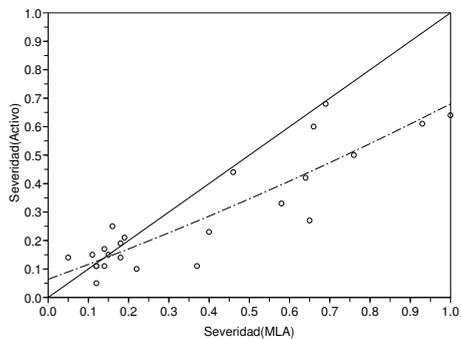
En la tabla 3.8 se muestran las medias y las desviaciones típicas para cada una de las condiciones de medida. Como se puede observar



(a) DVB



(b) WOTAS en modo fricción viscosa



(c) WOTAS en modo filtro de rechazo de banda

Figura 3.15: Representación de la eficacia de las ortesis empleadas para la reducción del temblor. El eje X muestra la severidad en el modo de movimiento libre y el eje Y la severidad en el modo activo

	Media	Desv.
MLA (<i>DVB</i>)	0,337	0,293
<i>DVB</i>	0,316	0,292
MLA (<i>WOTAS</i>)	0,350	0,277
<i>WOTAS</i> (Rechazo)	0,279	0,198
<i>WOTAS</i> (Viscoso)	0,312	0,245

Tabla 3.8: Medias y desviaciones de las medidas realizadas en cada una de las ortesis

	Z	p-Valor
MLA (<i>DVB</i>)	0,914	0,374
<i>DVB</i>	1,121	1,162
MLA (<i>WOTAS</i>)	1,234	0,095
<i>WOTAS</i> (Rechazo)	0,809	0,530
<i>WOTAS</i> (Viscoso)	1,021	0,248

Tabla 3.9: Pruebas de Kolmogorov-Smirnov para cada una de las variables analizadas

en cada uno de los casos la media con el sistema en modo de movimiento libre es en todos los casos mayor que la media con el sistema activo, lo cual es un indicativo de la eficiencia.

3.3.3. Análisis estadístico

El primer análisis realizado ha consistido en verificar si la diferencia de medias —mostrada en la tabla 3.8— es significativa, o bien se debe a efectos aleatorios.

Para ello, en primer lugar, se ha analizado la normalidad de las distribuciones de los resultados de cada una de las variables mediante el test de Kolmogorov-Smirnov. Tal como se puede apreciar en la tabla 3.9, todas las variables analizadas pasan la prueba de normalidad del test.

Para verificar la eficacia de las ortesis se han realizado las pruebas t-Student pareadas para cada una de las ortesis, dado que a cada una de las personas que participaron en el estudio se le hicieron pruebas de la ortesis en modo modo de movimiento libre y en modo activo. Además, como se presupone que las medidas en modo modo de movimiento libre son más grandes que las medidas en cada uno de los modos

Ortesis	media mla	media activa	p-valor
<i>DVB</i>	0,337	0,316	0,002
<i>WOTAS</i> viscoso	0,350	0,323	0,007
<i>WOTAS</i> rechazo	0,350	0,302	0,005

Tabla 3.10: Pruebas t-Student pareadas unilaterales realizadas para los tres casos valorados

Ortesis	Constante	X	X ²	R ²
<i>DVB</i>	0,0381	0,5321	0,5067	0,986
<i>Wotas</i> (viscoso)	0,1409	0,0021	0,8429	0,8826
<i>Wotas</i> (rechazo)	0,0637	0,5138	0,1024	0,8001

Tabla 3.11: Ajustes de un polinomio de segundo orden a los resultados de las ortesis

activos —dado que la hipótesis es que hay algún tipo de reducción del temblor— las pruebas realizadas son unilaterales. Así pues, se han realizado pruebas t-Student pareadas unilaterales.

En los tres casos (tabla 3.10) los resultados muestran diferencias significativas entre las medidas de la ortesis en modo modo de movimiento libre y en cada uno de los modos activos. Además, dado que la prueba realizada es unilateral podemos afirmar que en todos los casos la severidad en el modo modo de movimiento libre es mayor que en el modo activo y, por lo tanto, las tres ortesis analizadas son efectivas en la supresión del temblor.

A continuación se analiza la forma en la que cada una de las ortesis consigue una reducción efectiva del temblor. Para ello, se muestran en primer lugar los resultados del ajuste a un polinomio de segundo grado de las curvas de eficacia de las ortesis (figura 3.15). En la tabla 3.11, se muestran los ajustes, y se puede observar que son razonablemente buenos —en el peor de los casos se explica más del 80 % de la varianza— por lo que podemos concluir en que tanto la ortesis *DVB* como *WOTAS* cuando actúa en modo viscoso pierden eficacia para los temblores más severos, mientras que *WOTAS* actuando en modo de rechazo de banda parece aumentar su eficacia para los temblores más severos, lo que es preferible.

Para poder comparar la eficacia relativa de las ortesis valoradas, se han rotado las gráficas mostradas en la figura 3.15 45° en el sentido

	gl	F	p-Valor	Potencia
Modelo	5	14,0	< 0,001	1,0
Intersección	1	33,5	< 0,001	1,0
Ortesis	2	5,8	0,004	0,9
Umbral	1	41,8	< 0,001	1,0
Ortesis*Umbral	2	5,6	0,006	0,8

Tabla 3.12: ANOVA para verificar la eficiencia de las ortesis empleadas

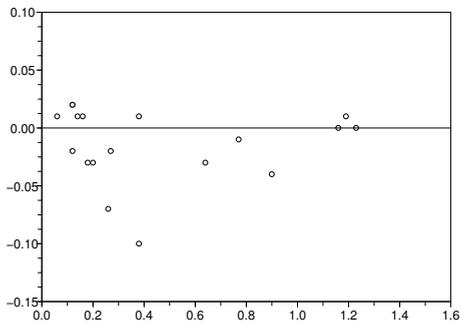
de las agujas del reloj. De este modo las gráficas quedan tal como se muestran en la figura 3.16 y el valor de la coordenada Y en cada punto muestra la distancia que había para ese punto respecto de la bisectriz antes de realizar el giro. Por lo tanto, el valor de la coordenada Y en cada uno de los casos es un buen indicador de la eficiencia que ha mostrado la ortesis reduciendo el temblor. De este modo, podemos comparar los resultados de cada una de las ortesis.

Por otra parte, y tal como se había comentado con anterioridad, las ortesis parecen mostrarse ineficientes por debajo de un cierto umbral del temblor, que en el análisis descriptivo de los resultados se ha fijado en 0,2 para la ortesis *DVB* y 0,3 para la ortesis *WOTAS*. Por ello, cada uno de los valores en la reducción del temblor se ha categorizado según fuera la severidad del temblor menor o mayor que el umbral fijado para la valoración de la ortesis.

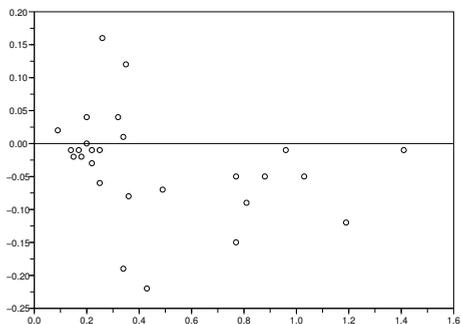
Con ello se ha realizado una prueba ANOVA para poder comparar la eficiencia en la supresión del temblor de las distintas ortesis de acuerdo con el modelo que se muestra en (3.4), en donde *Ortesis* puede ser *DVB*, *WOTAS* en modo viscoso o *WOTAS* en modo rechazo de banda y *umbral* puede ser estar por debajo del umbral (menor) o por encima del umbral (mayor). Además, para averiguar si hay diferencias en la eficiencia de cada una de las ortesis se han realizado pruebas post-hoc de Bonferroni con respecto a las ortesis.

$$Severidad \sim Ortesis + Umbral + Ortesis * Umbral \quad (3.4)$$

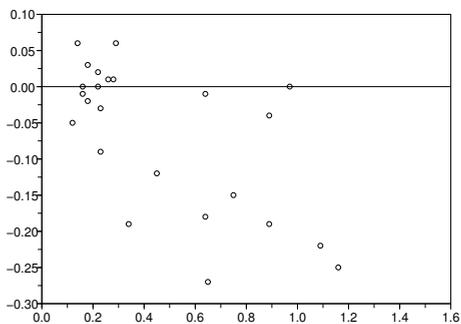
Los resultados del ANOVA se muestran en la tabla 3.12, tal como puede observarse en la tabla, se han encontrado diferencias significativas en la variable que indica si se está bajo o sobre el umbral de selección y en la variable ortesis. La potencia estadística es adecuada en todos los casos, por lo que los resultados son concluyentes.



(a) DVB



(b) WOTAS en modo fricción viscosa



(c) WOTAS en modo filtro de rechazo de banda

Figura 3.16: Rotación de las gráficas de severidad de las ortesis para hacer coincidir la bisectriz con el eje X. De este modo la coordenada Y de cada punto muestra su eficiencia en la reducción del temblor —cuanto más negativo es el valor, es más eficiente—

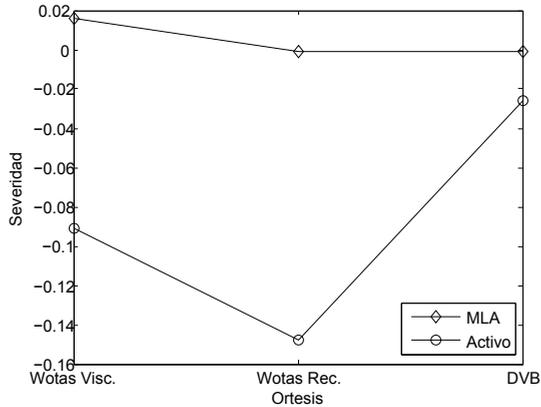


Figura 3.17: Medias marginales de severidad por ortesis y umbral

Ortesis a	Ortesis b	Dif. medias	Error típ	p-valor
Wotas Visc.	Wotas Rec.	0,038	0,016	0,088
Wotas Visc.	DVB	-0,017	0,017	1,000
Wotas Rec.	DVB	-0,053	0,018	0,015

Tabla 3.13: Pruebas post-hoc para la variable ortesis

En la figura 3.17 se observa como, cuando la severidad del temblor en el modo libre de la articulación es menor del umbral de eficacia de la ortesis, no existe una reducción efectiva del temblor —la media es aproximadamente cero para los tres modos ensayados—. Cuando la severidad del temblor en el modo de movimiento libre está por encima del umbral de eficiencia, los valores que se obtienen son negativos en los tres casos, lo que indica que los tres modos ensayados para la supresión del temblor son eficientes en mayor o menor medida.

Para verificar entre qué modos hay diferencias en la supresión del temblor se ha realizado la prueba pot-hoc por el método de Bonferroni para los niveles de la variable *Ortesis*. Los resultados (tabla 3.13) muestran diferencias entre *WOTAS* en el modo rechazo y *DVB*, pero no entre los dos modos de *WOTAS* ni entre el modo de *WOTAS* viscoso y *DVB*. Por todo lo cual podemos afirmar que existen diferencias en la eficiencia de supresión entre *WOTAS* en el modo de rechazo de banda y *DVB*, siendo *WOTAS* más eficiente —los valores medios son más negativos (figura 3.17)—.

3.4. Discusión

El logaritmo de la potencia espectral y el logaritmo de la dispersión de frecuencias en torno al pico máximo de potencias están relacionadas de manera aproximadamente lineal. Esta relación sugiere que la medida de lo “agudo” del pico de potencia espectral, es decir, el logaritmo pico de potencia dividido entre la dispersión de frecuencias —ecuación (3.3)— puede ser una buena medida de la severidad del temblor. Esta relación ha sido usada por algunos autores [11] para la cuantificación del temblor. Sin embargo, en este caso se ha llegado de manera deductiva al uso de esta magnitud, a través del análisis de la relación entre ambas magnitudes (figura 3.1) y de su relación con la severidad subjetiva tal y como está definida en la escala de Fahn y Tolosa [31].

A la relación entre el pico de potencia y la dispersión de frecuencias se le ha denominado *severidad*, dado que está relacionada con la severidad del temblor tal como la percibe un médico neurólogo de manera subjetiva (figura 3.2). Esta relación es mayor con respecto al máximo por cada articulación que con respecto al promedio por articulación, lo cual indica, que, cuando se está evaluando de manera subjetiva el temblor, se hace con respecto a la articulación que más tiembla y no a una valoración general del brazo. Esto puede ser muy importante cuando el temblor está localizado mayoritariamente en una articulación, dado que de ese modo, la valoración de la severidad del temblor en todo el antebrazo está dominado por la articulación que más tiembla.

Además, la relación es mayor para la variable *severidad* que para la variable *pico* (tabla 3.3) lo cual confiere importancia a la información que la dispersión de frecuencias alrededor del pico máximo está aportando: el médico neurólogo percibe los movimientos más cíclicos como más severos, mientras que los movimientos más erráticos o que tienen desplazamientos del temblor en la banda de frecuencias son percibidos por el médico como menos severos.

Los mayores esfuerzos y las mayores potencias asociadas al temblor se han hallado en los movimientos de flexoextensión de codo y de pronosupinación (tablas 3.6 y 3.7), lo cual es esperable dado que son, de las articulaciones medidas, las que están arrastrando una mayor inercia —el antebrazo y la mano—

Las ortesis con actuadores giratorios —WOTAS— son más eficientes que las ortesis con actuadores lineales —DVB—. Esto puede ser

explicado por la menor rigidez existente en el plano tangencial en comparación con la rigidez existen en el plano normal. De hecho, en la única ortesis de temblor para llevar puesta que se ha encontrado en la literatura científica —Viscous Beam [46]— que está constituida por un actuador lineal, los resultados no son satisfactorios de acuerdo con la opinión de los propios autores. Los autores lo achacan a una pérdida de eficacia de la ortesis por la rigidez de la envoltura del actuador en comparación con la viscosidad que pretende aplicar. Sin embargo, estos resultados podrían deberse al ya comentado efecto de la escasa rigidez en el plano tangencial al antebrazo, máxime, cuando en el diseño de Viscous Beam no se ha tenido en cuenta la restricción al desplazamiento entre la parte del antebrazo y la parte de la mano (apartado 2.2.2.4). Este resultado es indicativo de la importancia de este criterio de diseño ya que, en este caso la ortesis *DVB*, que está construida a imitación del Viscous Beam, sí que resulta eficiente para la supresión de temblor (tabla 3.10).

Sin embargo, en principio sería preferible que las ortesis con actuadores lineales fueran, al menos, tan eficientes como las ortesis con actuadores giratorios ya que es más fácil integrar en las prendas habituales un actuador lineal, y, por lo tanto, sería más fácil realizar un diseño aceptable desde el punto de vista del usuario de alguna ortesis de este tipo. Además, la aparición de durante los últimos años de nuevos materiales activos —materiales multifuncionales— podría suponer una oportunidad tecnológica para el desarrollo de ortesis para el temblor que pudieran pasar desapercibidas.

En cualquier caso, el desarrollo que están teniendo durante los últimos años los exosqueletos robóticos podría favorecer la aceptación social de soluciones ortésicas, en principio más voluminosas y más intrusivas desde el punto de vista estético. Los primeros modelos de exosqueletos están muy cerca del mercado, aunque, de momento, se trata de un mercado muy reducido. Una mayor aceptación de este tipo de sistemas podría conseguir que soluciones basadas en actuadores giratorios fueran toleradas, desde el punto de vista estético, por los usuarios. Sin embargo, esta posibilidad parece todavía lejana.

Otro resultado destacable es la menor eficacia de las estrategias de fricción viscosa con respecto a la estrategia del filtro de rechazo de banda (tabla 3.13). Este hecho podría deberse a que la viscosidad añadida no se ha optimizado para el usuario, se han utilizado valores deliberadamente altos de viscosidad. Sin embargo, este resultado es consistente con el obtenido por Pledgie *et al.* [63] que sugiere que

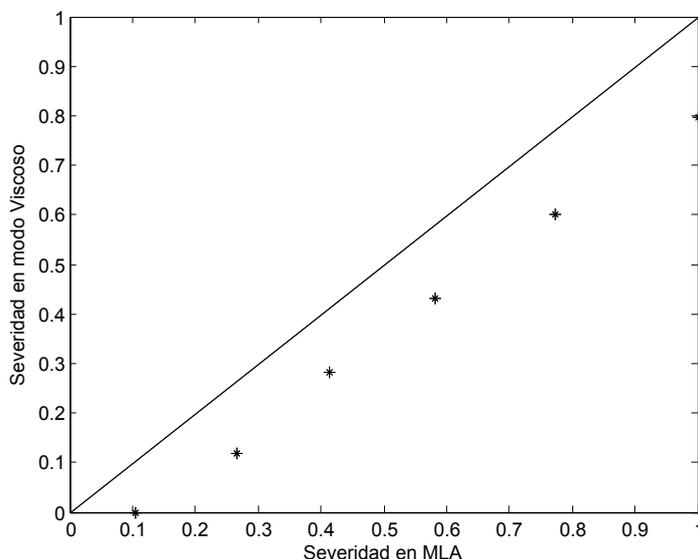


Figura 3.18: Se muestra la reducción obtenida para distintos temblores generados por un sistema lineal de segundo orden para una misma adición de viscosidad

la adición de viscosidad debería ser extremadamente alta para ser eficiente. De hecho, estos autores sugieren estrategias que combinen la adición de viscosidad con la adición de inercia y rigidez, aunque, esto conlleva a una percepción de mayor esfuerzo por parte de los usuarios para realizar el mismo movimiento [63].

Lo que resulta más difícil de explicar es la pérdida de eficacia para los temblores más severos en las estrategias de fricción viscosa. Si el temblor se comportara como un sistema de segundo orden lineal, la adición de viscosidad al sistema produciría una reducción del temblor que sería ligeramente mayor para los temblores más severos (figura 3.18), es decir, lo contrario de lo obtenido experimentalmente. Los motivos para la existencia de esta contradicción hay que buscarlos en la interacción compleja entre el usuario y la ortesis y, en cualquier caso, limita las posibilidades de uso de la ortesis.

El hecho de que la adicción de viscosidad sea menos eficiente, o al menos, más dificultosa desde el punto de vista tecnológico es también

contraproducente, dado que, en principio, es posible plantearse el diseño de un amortiguador viscoso como un elemento puramente pasivo, que no requiera una fuente de energía exterior. Sería un sistema capaz de absorber parte de la energía asociada al temblor —un sistema disipativo por fricción viscosa—. La posibilidad de la realización de un filtro de rechazo de banda requiere la presencia de un sistema que aporte energía y por lo tanto, una ortesis basada en estos principios requerirá de una fuente de energía —una batería— convenientemente dimensionada.

Por otra parte, se ha encontrado que las ortesis son eficientes a partir de un cierto umbral (figura 3.15). Tal como puede observarse en los resultados del estudio estadístico realizado (tabla 3.12), por encima de este umbral, las ortesis resultan eficientes y por debajo del umbral la eficiencia de la ortesis es aproximadamente cero (figura 3.17), excepto para la ortesis *WOTAS* en el modo de fricción viscosa, que, por debajo del umbral tiene mayor severidad del temblor cuando está activa que cuando está en modo modo de movimiento libre. Si bien, este “empeoramiento” está bastante cercano a cero.

El hecho de que exista un umbral de severidad por debajo del cual las ortesis dejen de ser eficientes no resulta extraño. Por debajo de ese umbral, *no hay temblor* para el sistema y por lo tanto la estrategia de supresión no es eficiente. El hecho de que la eficiencia por debajo del umbral sea aproximadamente cero así lo certifica: el usuario tiene el mismo temblor cuando la ortesis está en el modo modo de movimiento libre que cuando está en modo activo. Sin embargo, en uno de los casos el temblor es mayor en el modo activo. Esto puede ser debido a la dificultad del algoritmo de control por identificar de manera eficiente la señal de temblor para potencias suficientemente bajas y consecuentemente producir una acción de control no adecuada. En cualquier caso, la magnitud de esta pérdida de eficacia es, relativamente, reducida.

Por último, por los condicionantes técnicos de los prototipos desarrollados, los usuarios los han estado probando durante la sesión de experimentación. Una validación de las posibilidades de supresión del temblor patológico por medios mecánicos requeriría del análisis de la evolución de la interacción entre el usuario y la ortesis durante periodos largos —al menos de algunas semanas— para ver si de que modo influyen las estrategias sobre el temblor a medio y largo plazo. No existen evidencias científicas, al menos que tenga conocimiento el autor de la tesis— de como se puede desarrollar esta interacción.

Capítulo 4

Conclusiones

*¡Allá va el olor
de la Rosa!
¡Cógelo en tu sinrazón!
Juan Ramón Jiménez «Baladas del Monsurio»*

A continuación se especifican las conclusiones que cubren los objetivos del trabajo —especificados en el apartado 1.2 y el trabajo futuro a desarrollar para el diseño de ortesis de temblor comerciales.

4.1. Conclusiones

Las conclusiones del trabajo son las siguientes:

- El pico máximo de potencia espectral y la dispersión de potencias alrededor del pico son un buen indicador de la severidad del temblor. Permiten explicar más de un 60 % de la varianza de la severidad del temblor de acuerdo con la valoración de la escala de Fahn *et al.* [31].
- Los parámetros nominales para la selección de actuadores de ortesis para la supresión del temblor son pares de $2,8Nm$ y potencias de $100mW$.
- Es posible la reducción objetiva del temblor mediante medios ortésicos. Las ortesis desarrolladas son capaces de reducir de manera objetiva la severidad del temblor cuando están activas.

- Las estrategias de reducción del temblor por fricción viscosa pierden eficacia para los temblores más severos. La estrategia de reducción de temblor implementada como un filtro de rechazo de banda no presenta este inconveniente.
- La reducción de la severidad del temblor con *WOTAS* en modo de rechazo de banda es significativamente mayor que la reducción de la severidad del temblor con *DVB*. *WOTAS* funcionando en modo de fricción viscosa se sitúa entre ambos extremos.
- Se han determinado tres criterios de diseño ortésico que corresponden, de manera teórica, a las especificaciones dinámicas derivadas del temblor. Las ortesis desarrolladas de acuerdo con estos tres criterios han sido eficaces para la supresión del temblor.

4.2. Trabajo futuro

El trabajo que puede completar los resultados de la tesis es el siguiente:

- Se deben determinar los componentes de confort derivado de la aplicación de presiones y con su componente dinámica.
- Se deben determinar los componentes tenso-deformacionales de los tejidos blandos durante la compresión de los mismos para conocer la magnitud de su efecto durante la dinámica del movimiento. Estos componentes han sido estudiados de manera intensiva en la bibliografía en su eje de trabajo, fundamentalmente perpendicular al requerido para la aplicación de cargas a su través.
- Se debe estudiar el efecto a largo plazo de la supresión del temblor. La componente plástica del cerebro puede modificar el comportamiento de las mismas durante su utilización —a lo largo de días, semanas o meses—.
- Se debe estudiar la incorporación de otros actuadores que sean energéticamente eficientes y con poco volumen y peso para conseguir una mejor integración y una mejor aceptación por parte de los usuarios potenciales.

Bibliografía

- [1] ACOSTA, A M; KIRSCH, R F y PERREAULT, E F (2000). «A robotic manipulator for the characterization of two-dimensional dynamic stiffness using stochastic displacement perturbations». *Journal of Neuroscience Methods*, **102**, p. 177–186.
- [2] ALLEN, J R; KARCHAK, A y BONTRAGER, E L (1972). «Design and fabricate a pair of Rancho anthropomorphic manipulator». *Technical report*, The Rancho Los Amigos Hospital Inc, Hawthorn Street, Downey CA 90242.
- [3] ANDERSON, M H (1979). *Upper Extremities Orthotics*. Charles C Tomas, 4^a edición.
- [4] ARNOLD, A y ROSEN, M (1993). «Evaluation of a controlled-energy-dissipation orthosis for tremor suppression». *Journal of Electromyography and Kinesiology*, **13(3)**, pp. 131–148.
- [5] BAIN, P G; FINDLEY, L J; ATCHISON, P; BEHARI, M; VIDAILHET, M; GREY, M; ROTHWELL, J C; THOMPSON, P D y MARSDEN, C D (1993). «Assessing tremor severity». *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, **56(8)**, pp. 868–873.
- [6] BAYDAL, J M; BARBERÀ, R; BELDA, J M; POVEDA, R; DURÀ, J V; GÓMEZ, J A; GARCÍA, A C y VERA, P (2006). «Performance validation of an innovative orthotic knee joint based on an optimal four bar linkage.» *Journal of Biomechanics*, **39(supplement 1)**, p. S72.
- [7] BEJJANI, B P; DAMIER, P; ARNULF, I; THIVARD, L; BONNET, A M; DORMONT, D; CORNU, P; PIDOUX, B; SAMSON, Y y AGID, Y (1999). «Transient acute depression induced by high-frequency

- deep-brain stimulation». *The New England Journal of Medicine*, **340(19)**, pp. 1476–1480.
- [8] BELDA-LOIS, J M; ROCON, E; SÁNCHEZ-LACUESTA, J J; RUIZ, A F y PONS, J L (2005). «Estimation of biomechanical characteristics of tremorous movements based on gyroscopes». En: *AAATE2005. Assistive technology from virtuality to reality. 8th European conference for the Advancement of Assistive Technology in Europe*, .
- [9] BELDA-LOIS, J M; VIVAS, M J; CASTILLO, A; PEYDRO, F; GARRIDO, J D; SANCHEZ-LACUESTA, J; BARBERÀ, R; POVEDA, R y PRAT, J (2004). «Functional Assessment of Tremor in the Upper-limb». En: *Proceedings of the 8th Congress of European Federation for Research in Rehabilitation, Ljubljana, Slovenia*, .
- [10] BERNSTEIN, N A (1967). *The coordination and regulation of movements*. Oxford, New York: Pergamon Press.
- [11] BEUTER, A y EDWARDS, R (1999). «Using Frequency Domain Characteristics to Discriminate Physiologic and Parkinsonian Tremors». *Journal of Clinical Neurophysiology*, **15(5)**, pp. 484–494.
- [12] BOPARDIKAR, A S; RAGHUVVEER, M R y ADIGA, B S (1997). «Perfect reconstruction circular convolution filter banks and their application to the implementation of bandlimited discrete wavelet transform.» En: *Proceedings of the IEEE International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing. Munich*, .
- [13] BYSTRÖM, S; HALL, C; WELANDER, T y KILBOM, A (1995). «Clinical disorders and pressure-pain threshold of the forearm and hand among automobile assembly line workers». *Journal of Hand Surgery*, **20(6)**, pp. 782–790.
- [14] CHÈZE, L; GUTIERREZ, C; SAN MARCELINO, R y DIMNET, J (1996). «Biomechanics of the upper limb using robotic techniques». *Human Movement Science*, **15**, pp. 477–496.
- [15] CLARK, D R; WATERS, R L y BAUMGARTEN, J M (1996). *Atlas of Orthoses and Assistive Devices*. Capítulo: Upper Limb Orthoses for the Spinal Cord Injured Patient, pp. 291–303. Mosby-Year Book, Inc, 3ª edición.
- [16] COOPER, G C y RODNITZKY, R (2000). «The many forms of tremor». *Postgraduate medicine*, **108(1)**, pp. 57–70.

- [17] DAMASIO, A (2005). *Descartes' error: emotion, reason, and the human brain*. Penguin Books.
- [18] DANDEKAR, K; RAJU, B I y SRINIVASAN, M A (2003). «3-D Finite-Element Models of Human and Monkey Fingertips to Investigate the Mechanics of Tactile Sense». *Journal of Biomechanical Engineering*, **125**, pp. 682–691.
- [19] DELGADO-GARCÍA, J M (2001). «Estructura y función del cerebelo». *Revista de Neurología*, **33(7)**, pp. 635–642.
- [20] DENAVIT, J y HARTENBERG, H (1955). «A kinematic notation for lower-pair mechanisms based on matrices». *Journal of Applied Mechanics*, pp. 215–221.
- [21] DEUSCHL, G (2000). «New Treatment Options for Tremors». *The New England Journal of Medicine*, **342(7)**, pp. 505–507.
- [22] DEUSCHL, G; BAIN, P y BRIN, M (1998). «Consensus Statement of the Movement Disorder Society on Tremor». *Movement Disorders*, **13(Supplement 3)**, pp. 2–23.
- [23] DEUSCHL, G; WENZELBURGER, R y RAETHJEN, J (2000). «Tremor». *Current Opinion in Neurology*, **(13)**, pp. 437–443.
- [24] DEUSCHL, G; WILMS, H y KRACK, P (1999). «Function of the cerebellum in Parkinsonian rest tremor and Holmes' tremor». *Annals of Neurology*, **46**, pp. 126–128.
- [25] DOEGE, THEODORE C. y HOUSTON, THOMAS P. (Eds.) (1993). *Guides to the evaluation of permanent impaired*. American Medical Association.
- [26] DRILLIS, R; CONTINI, R y BLUESTEIN, M (1966). «Determination of body segment parameters». *Human Factors*, **18**, pp. 493–504.
- [27] EDWARDS, R y BEUTER, A (2000). «Using Time Domain Characteristics to Discriminate Physiologic and Parkinsonian Tremors». *Journal of Clinical Neurophysiology*, **17(1)**, pp. 87–100.
- [28] ELBLE, R J (1996). *Movement Disorders: Neurological Principles and Practice*. Capítulo: The Pathophysiology of Tremor, pp. 405–417. McGraw-Hill Health Professions Division.

- [29] ELBLE, R J (2000). «Essential tremor frequency decreases with time». *Neurology*, **55**(2), pp. 1547–1551.
- [30] ELBLE, R J y RANDALL, J E (1978). «Mechanistic Components of Normal Hand Tremor». *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, **(44)**, pp. 72–82.
- [31] FAHN, S; TOLOSA, E y MARIN, C (1998). *Parkinson's disease and movement disorders*. Capítulo: Clinical rating scale for tremor, pp. 225–234. Urban & Schwarzenberg, Baltimore.
- [32] FESS, E E y PHILIPS, C A (1987). *Hand Splinting: Principles and Methods*. The C. V. Mosby Company, 2ª edición.
- [33] FINDLEY, L J y KOLLER, W C (1995). *Handbook of Tremor Disorders: Neurological Disease and Therapy*. Marcel Dekker, New York.
- [34] FISHMAN, S; BERGER, N; EDELSTEIN, J E y SPRINGER, W P (1985). *Atlas of Orthoses. Biomechanical Principles and Application*. Capítulo: Upper-Limb Orthoses, pp. 163–198. Mosby-Year Book, Inc.
- [35] FU, K S; GONZALEZ, R C y LEE, C S G (1987). *Robotics: control, sensing, vision, and intelligence*. McGraw Hill-New York.
- [36] GANTERT, C; HONERKAMP, J y TIMMER, J (1992). «Analyzing the dynamics of hand tremor time series». *Biological Cybernetics*, **66**, pp. 479–484.
- [37] GONZALEZ, J C; HEREDIA, E A; RAHMAN, T; BARNER, K E y ARCE, G R (1995). «Filtering Involuntary Motion of People with Tremor Disability Using Optimal Filtering». En: *1995 IEEE Int. Conf. on Systems, Man and Cybernetics, Vancouver*, volumen 3, pp. 2402–2407.
- [38] GONZALEZ, J C; HEREDIA, E A; RAHMAN, T; BARNER, K E y ARCE, G R (2000). «Optimal Digital Filtering for Tremor Suppression». *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, **47**(5), pp. 664–673.
- [39] GOONETILLEKE, R S (1998). «The Comfort “Slip”». En: R Bis-hu; W Karkowski y R Goonetilleke (Eds.), *Ergonomics for Global Quality and Productivity*, pp. 290–293.

- [40] GUTYON, A C y HALL, J E (2005). *Textbook of Medical Physiology*. Elsevier, 11ª edición.
- [41] JARC, A M; KIMES, A B; PEARSON, M E y PECK, M A (2006). «The Design and Control of a Low-Power, Upper-Limb Prosthesis». En: *Proceedings of the IEEE 32nd Annual Northeast*, pp. 165–166. Bioengineering Conference.
- [42] JASPER, H y PENFIELD, W (1954). *Epilepsy and the Functional Anatomy of the Human Brain*. Little, Brown and Co.
- [43] JOYCE, G C y RACK, P M H (1974). «The effects of Load and Force on Tremor at the Normal Human Elbow Joint». *Journal of Physiology*, **(270)**, pp. 375–396.
- [44] KAZEROONI, H (1993). «Extenders: a Case Study for Human-Robot Interaction via the Transfer of Power and Information». 2nd IEEE International Workshop on Robot and Human Communication. Tokyo, Japan.
- [45] KELSO, J A S (1995). *Dynamic Patterns: The Self-Organisation of Brain and Behaviour*. A Bradford book.
- [46] KOTOVSKY, J y ROSEN, M (1998). «A wearable tremor-suppression orthosis». *Journal of Rehabilitation Research and Development*, **35(4)**, pp. 373–384.
- [47] KYRIAZIS, V (2006). «Towards the development of a low-cost robotic arm with residual finger movement input». *Journal of Orthopaedic Traumatology*, **(7)**, pp. 1–15.
- [48] LANDIS, E (1930). «Micro-injection studies of capillary blood pressure in human skin». *Heart*, **(15)**, pp. 209–228.
- [49] LEBLANC, M y LEIFER, L (1982). «Environmental control and robotic manipulation aids». *Engineering in Medicine and Biology Magazine*, pp. 16–22.
- [50] LEMAY, M A y CRAGO, P E (1998). «A dynamic model for simulating movements of the elbow, forearm, and wrist». *Journal of Biomechanics*, **29(10)**, pp. 1319–1330.
- [51] LEVA, P D (1996). «Adjustments to Zatsiorsky–Seluyanov’s segment inertia parameters». *Journal of Biomechanics*, **29(9)**, pp. 1223–1230.

- [52] LIN, C K; JU, M S y HUANG, H W (2005). «Gender and Age Effects on Elbow Joint Stiffness in Healthy Subjects». *Archives Physical Medicine and Rehabilitation*, **86**, pp. 82–85.
- [53] LOUIS, E D; OTTMAN, R y HAUSSER, W A (1998). «How Common is the Most Common Adult Movement Disorder? Estimates of the Prevalence of Essential Tremor Throughout the World». *Movement Disorders*, **13(1)**, pp. 5–10.
- [54] LUH, J Y S; WALKER, M W y PAUL, R P (1980). «On-Line Computational Scheme for Mechanical Manipulators». *Transactions of the ASME, Journal of Dynamic Systems, Measurements and Control*, **120**, pp. 69–76.
- [55] MANTO, M; ROCON, E; PONS, J; DAVIES, A; WILLIAMS, J; BELDALOIS, J M y NORMIE, L (2004). «An Active Orthosis To Control Upper Limb Tremor: The Drifts Project (Dynamically Responsive Intervention For Tremor Suppression)». *EURO-ATAXIA Newsletter*, **26**, pp. 2–6.
- [56] MARSDEN, C D (1978). *Progress in Clinical Neurophysiology*. volumen 5. Physiological Tremor, Pathological Tremor and Clonus, Capítulo: The Mechanisms of Physiological Tremor and Their Significance for Pathological Tremors, pp. 1–16. S. Karger.
- [57] MILNER-BROWN, H S; STEIN, R B y LEE, R G (1975). «Synchronization of human motor units: possible roles of exercise and supra-spinal reflexes». *Electroencefalography and Clinical Neurophysiology*, **38**, pp. 245–254.
- [58] MOE, M L y SHARWZ, J T (1973). «Ocular control of the Rancho electric arm». En: *Advances in external control of human extremities*, Yugoslav Committee for ETRAN. Belgrade.
- [59] OĞUZTÖRELI, M N y STEIN, R B (1975). «An Analysis of Oscillations in Neuro-Muscular Systems». *Journal of Mathematical Biology*, **2**, pp. 87–105.
- [60] OĞUZTÖRELI, M N y STEIN, R B (1976). «The Effects of Multiple Reflex Pathways on the Oscillations of Neuro-Muscular Systems». *Journal of Mathematical Biology*, **3**, pp. 87–101.

- [61] OZTOP, E; WOLPERT, D y KAWATO, M (2005). «Mental state inference using visual control parameters». *Cognitive Brain Research*, **22**, pp. 129–151.
- [62] PIGEON, P; YAHIA, L H y FELDMAN, A G (1996). «Moment arms and lengths of human upper limb muscles as functions of joint angles». *Journal of Biomechanics*, **29(10)**, pp. 1365–1370.
- [63] PLEDGIE, S; BARNER, K E; AGRAWAL, SK y RAHMAN, T (2000). «Tremor suppression through impedance control». *IEEE Transactions of Rehabilitation Engineering*, **8(1)**, pp. 53–59.
- [64] PROKOPENKO, R A; FROLOV, A A; BIRYUKOVA, E V y ROBY-BRAMI, A (2001). «Assessment of the accuracy of a human arm model with seven degrees of freedom». *Journal of Biomechanics*, **34**, pp. 177–185.
- [65] PUGH, S (1981). «Concept selection - a method that works». En: *International Conference on Engineering Design*, pp. 497–506. Rome.
- [66] RACK, P M H y ROSS, H F (1986). «The role of reflexes in the resting tremor of Parkinson's disease». *Brain*, **109**, pp. 115–141.
- [67] RAETHJEN, J; PAWLAS, F; LINDEMANN, M; WENZELBURGER, R y DEUSCHL, G (2000). «Determinants of physiologic tremor in a large normal population». *Clinical Neurophysiology*, **111**, pp. 1825–1837.
- [68] RAHMAN, T; SAMPLE, W; SELIKTAR, R; ALEXANDER, M y SCAVINA, M (2000). «A body-powered functional upper limb orthosis». *Journal of Rehabilitation Research and Development*, **37(6)**, pp. 675–680.
- [69] RAIKOVA, R (1996). «A model of the flexion — extension motion in the elbow joint— some problems concerning muscle forces modelling and computation». *Journal of Biomechanics*, **29(6)**, pp. 763–772.
- [70] REICH, J y DAUNICHT, W J (2000). «A rigid body model of the forearm». *Journal of Biomechanics*, **33**, pp. 1159–1168.
- [71] RIETZ, R R y STILES, R N (1974). «A viscoelastic-mass mechanism as a basis for normal postural tremor». *Journal of Applied Physiology*, **37(6)**, pp. 852–860.

- [72] RIVIERE, C N y THAKOR, N (1995). «Adaptive Human-Machine Interface for Persons With Tremor». En: *17th IEEE Engineering Medicine Biology Society*, pp. 1193–1194.
- [73] RIVIERE, C N y THAKOR, N (1995). «Suppressing Pathological Tremor During Dextrous Teleoperation». En: *17th IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, pp. 1195–1196.
- [74] RIVIERE, C N y THAKOR, N (1996). «Modelling and cancelling tremor in human-computer interfaces». *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, **15(3)**, pp. 29–36.
- [75] ROBERTS, W J; ROSENTHAL, N P y TERZUOLO, C A (1970). «A Control Model of Stretch Reflex». *J. Neurophysiol.*, **34(4)**, pp. 620–634.
- [76] ROCON, E; BELDA-LOIS, J M; SANCHEZ-LACUESTA, J J y PONS, J L (2004). «Pathological tremor management: Modelling, compensatory technology and evaluation». *Technology and Disability*, **16(1)**, pp. 3–18.
- [77] SHIK, M; ORLOVSKII, G N y SEVERIN, F V (1966). «Organisation of locomotor synergism». *Biophysics*, **13**, pp. 127–135.
- [78] STEIN, R B y OĞUZTÖRELI, M N (1976). «Tremor and Other Oscillations in Neuromuscular Systems». *Biological Cybernetics*, **22**, pp. 147–157.
- [79] STILES, R N (1980). «Mechanical and Neural Feedback Factors in Postural Hand Tremor of Normal Subjects». *Journal of Neurophysiology*, **44(1)**, pp. 40–59.
- [80] STRUPPLER, A; ERBLE, F y VELHO, F (1978). *Physiological Tremor, Pathological Tremor and Clonus*. Capítulo: An Overview on the Patophysiology of Parkinsonian and Other Pathological Tremors, pp. 114–128. Karger. Basel.
- [81] TIMMER, J; GANTERT, C; DEUSCHL, G y HONERKAMP, J (1998). «Cross-spectral analysis of physiological tremor and muscle activity. II Application to synchronized electromyogram». *Biological Cybernetics*, **78**, pp. 359–368.
- [82] TIMMER, J; LAUK, M; PFLEGER, W y DEUSCHL, G (1998). «Cross-spectral analysis of physiological tremor and muscle activity. I

- Theory and application to unsynchronized EMG». *Biological Cybernetics*, **78**, pp. 349–357.
- [83] TODOROV, E (2000). *Progress in Motor Control*. volumen three: Effects of Age, Disorder and Rehabilitation, Capítulo: On the Role of the Primary Motor Cortex in Arm Movement Control, pp. 125–166. Human Kinetics.
- [84] VIOSCA, E; PEYDRO, M F; PUCHOL, A; SOLER, C; PRAT, J; CORTÉS, A; SÁNCHEZ, J; BELDA, J M; LAFUENTE, R y POVEDA, R (1999). *Guía de uso y prescripción de productos ortoprotésicos a medida*. Instituto de Biomecánica de Valencia, Valencia.
- [85] WEINBERG, A M; PIETSCH, I T; HELM, M B; HESSELBACH, J y TSCHERNE, H (2000). «A new kinematic model of pro- and supination of the human forearm». *Journal of Biomechanics*, **33**, pp. 487–491.
- [86] WINTER, D (1990). *Biomechanics and motor control of human movement*. Wiley, New York.
- [87] WOLPERT, D M; GHAHRAMANI, Z y FLANAGAN, J R (2001). «Perspectives and problems in motor learning». *TRENDS in Cognitive Sciences*, **5(11)**, pp. 487–494.
- [88] YASUTOMI, T; NAKATSUCHI, Y; KOIKE, H y UCHIYAMA, S (2002). «Mechanism of limitation of pronation/supination of the forearm in geometric models of deformities of the forearm bones». *Clinical Biomechanics*, **17**, p. 456–463.

Anexo A

Función de transferencia en ortesis ancladas al suelo

El esquema de la figura 2.11 puede escribirse en forma del diagrama de bloques de la figura A.1. En este diagrama T_ω es el par que los músculos aplican a la muñeca y T es el par que la ortesis ejerce sobre la mano. El resto de parámetros son idénticos a los explicados en el apartado 1.1.5.

El diagrama es una simplificación de los efectos que ocurren al acoplarse mecánicamente la articulación del hombro y de la muñeca a través de la ortesis. Así, se sobrentiende que la ortesis aplica un par

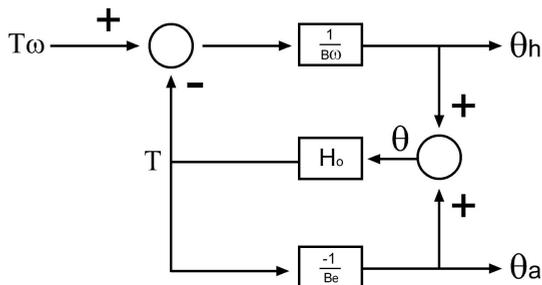


Figura A.1: Esquema de bloques de la ortesis

puro a la muñeca, cuando en realidad aplica una fuerza sobre la mano que se transmitirá sobre la muñeca, en cualquier caso, nos servirá para poder explicar los principales efectos derivados de una ortesis anclada al suelo.

A partir del diagrama de bloques de la figura A.1 se pueden obtener las funciones de transferencia del sistema. En primer lugar, se pueden deducir directamente las expresiones A.1, A.2, A.3 y A.4.

$$\theta_h = \frac{1}{B_\omega} \cdot (T_\omega - T) \quad (\text{A.1})$$

$$\theta = \theta_h + \theta_a \quad (\text{A.2})$$

$$T = H_o \cdot \theta \quad (\text{A.3})$$

$$\theta_a = -\frac{H_o}{B_e} \cdot \theta \quad (\text{A.4})$$

Sustituyendo A.4 en A.2 obtenemos la expresión A.5

$$\theta = \frac{B_e}{B_e + H_o} \cdot \theta_h \quad (\text{A.5})$$

Sustituyendo este resultado (A.5) en A.3 y a su vez este en A.1 obtenemos directamente la expresión del ángulo de la mano, tal como podemos ver en A.8.

$$\theta_h = \frac{T_\omega}{B_\omega} - \frac{H_o \cdot B_e}{B_\omega \cdot B_e + B_\omega \cdot H_o} \cdot \theta_h \quad (\text{A.6})$$

$$\theta_h \left(1 + \frac{H_o \cdot B_e}{B_\omega \cdot B_e + B_\omega \cdot H_o}\right) = \frac{T_\omega}{B_\omega} \quad (\text{A.7})$$

$$\theta_h = \frac{B_e + H_o}{B_\omega \cdot B_e + B_\omega \cdot H_o + B_e \cdot H_o} \cdot T_\omega \quad (\text{A.8})$$

Sustituyendo ahora A.8 en A.5 tenemos la expresión del movimiento total de la mano (A.9).

$$\theta = \frac{B_e}{B_\omega \cdot B_e + B_\omega \cdot H_o + B_e \cdot H_o} \cdot T_\omega \quad (\text{A.9})$$

Por último, sustituyendo A.9 en A.4, obtenemos el movimiento del codo (A.10).

$$\theta_a = \frac{-H_o}{B_\omega \cdot B_e + B_\omega \cdot H_o + B_e \cdot H_o} \cdot T_\omega \quad (\text{A.10})$$

Anexo B

Función de transferencia de ortesis para ponerse

es el mostrado en la figura 2.12. En el que d es la distancia a la que está fijado el actuador respecto del centro articular, y r es la altura a la que se encuentra el actuador de la ortesis respecto del centro articular.

El comportamiento de este sistema se puede modelizar mediante un diagrama de bloques (figura B.1). en el que θ_h es el ángulo de flexoextensión de la muñeca, T_w es el par aplicado a la muñeca, B_w son las características de rigidez dinámica de la articulación de la muñeca y $H_o(s)$ es la función de transferencia de la ortesis. ϵ se ha introducido como un apoyo para obtener la función de transferencia.

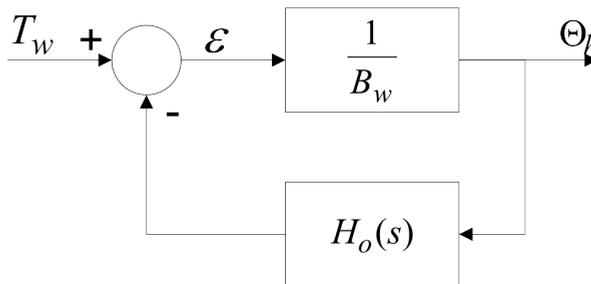


Figura B.1: Diagrama de bloques de un sistema para ponerse

Tal como en el caso de las ortesis ancladas al suelo (anexo A en el diagrama de bloques se ha sobreentendido que el sistema músculoesquelético produce un par puro sobre la articulación de la muñeca y que la respuesta de ésta viene determinada por las características de rigidez dinámica de la misma.

De este modo, a partir del diagrama podemos obtener de manera directa las relaciones (B.1) y (B.2).

$$\theta_h = \frac{1}{B_w} \epsilon \quad (\text{B.1})$$

$$\epsilon = T_w - \theta_h \cdot H_o(s) \quad (\text{B.2})$$

Sustituyendo (B.2) en (B.1) obtenemos (B.3)

$$\theta_h \cdot \frac{B_w + H_o(s)}{B_w} = \frac{1}{B_w} T_w \quad (\text{B.3})$$

Agrupando términos obtenemos la expresión (B.4) que nos muestra la función de transferencia de la ortesis para llevar puesta.

$$\theta_h = \frac{1}{B_w + H_o(s)} T_w \quad (\text{B.4})$$

Anexo C

Ecuaciones de movimiento recursivas eficientes

Ecuaciones hacia delante

$${}^i\mathbf{R}_o\omega_i = {}^i\mathbf{R}_{i-1}({}^{i-1}\mathbf{R}_o\omega_{i-1} + \mathbf{z}_o\dot{q}_i) \quad (\text{C.1})$$

$${}^i\mathbf{R}_o\dot{\omega}_i = {}^i\mathbf{R}_{i-1}[{}^{i-1}\mathbf{R}_o\dot{\omega}_{i-1} + \mathbf{z}_o\ddot{q}_i + ({}^{i-1}\mathbf{R}_o\omega_{i-1}) \times \mathbf{z}_o\dot{q}_i] \quad (\text{C.2})$$

$${}^i\mathbf{R}_o\dot{\mathbf{v}}_i = ({}^i\mathbf{R}_o\dot{\omega}_i) \times ({}^i\mathbf{R}_o\mathbf{p}_i^*) + ({}^i\mathbf{R}_o\omega_i) \times [({}^i\mathbf{R}_o\omega_i) \times ({}^i\mathbf{R}_o\mathbf{p}_i^*)] + {}^i\mathbf{R}_{i-1}({}^{i-1}\mathbf{R}_o\dot{\mathbf{v}}_{i-1}) \quad (\text{C.3})$$

$${}^i\mathbf{R}_o\bar{\mathbf{a}}_i = ({}^i\mathbf{R}_o\dot{\omega}_i) \times ({}^i\mathbf{R}_o\bar{\mathbf{s}}_i) + ({}^i\mathbf{R}_o\omega_i) \times [({}^i\mathbf{R}_o\omega_i) \times ({}^i\mathbf{R}_o\bar{\mathbf{s}}_i)] + {}^i\mathbf{R}_o\dot{\mathbf{v}}_i \quad (\text{C.4})$$

Ecuaciones hacia atrás

$${}^i\mathbf{R}_o\mathbf{f}_i = {}^i\mathbf{R}_{i+1}({}^{i+1}\mathbf{R}_o\mathbf{f}_{i+1}) + m_i{}^i\mathbf{R}_o\bar{\mathbf{a}}_i \quad (\text{C.5})$$

$$\begin{aligned}
{}^i\mathbf{R}_o\mathbf{n}_i &= {}^i\mathbf{R}_{i+1} [{}^{i+1}\mathbf{R}_o\mathbf{n}_{i+1} + ({}^{i+1}\mathbf{R}_o\mathbf{p}_i^*) \times ({}^{i+1}\mathbf{R}_o\mathbf{f}_{i+1})] + & (C.6) \\
&+ ({}^i\mathbf{R}_o\mathbf{p}_i^* + {}^i\mathbf{R}_o\bar{s}_i) \times ({}^i\mathbf{R}_o\mathbf{F}_i) + \\
&+ ({}^i\mathbf{R}_o\mathbf{I}_i {}^o\mathbf{R}_i) ({}^i\mathbf{R}_o\omega_i) + \\
&+ ({}^i\mathbf{R}_o\omega_i) \times [({}^i\mathbf{R}_o\mathbf{I}_i {}^o\mathbf{R}_i) ({}^i\mathbf{R}_o\omega_i)]
\end{aligned}$$

$$\tau_i = ({}^i\mathbf{R}_o)^T ({}^i\mathbf{R}_{i-1}\mathbf{z}_o) + b_i\dot{q}_i \quad (C.7)$$

En estas ecuaciones $\mathbf{z}_o = (0, 0, 1)^T$, b_i es el coeficiente de fricción viscosa de la articulación i —se ha considerado 0 en este caso—. τ_i en nuestro caso es el momento en la articulación dado que hemos supuesto que todos los elementos corresponden a pares inferiores de tipo bisagra.

Anexo D

Modelo de sólidos rígidos en Simulink

Tal como se ha comentado en el apartado 2.1.2.2, en este anexo se describe el modo en el que se ha implementado el modelo de sólido rígido en simulink para resolver el modelo dinámico inverso.

el módulo genérico *sólido rígido* implementa el algoritmo recursivo de Luh *et al.* [54] (ver anexo C) y que consta de un conjunto de operaciones a realizar hacia adelante —desde la base de la cadena abierta hacia su extremo libre— y otra serie de operaciones hacia atrás —desde el extremo libre hacia la base de la cadena abierta—, por ello, este modelo sólido rígido consta de dos elementos uno que engloba las operaciones hacia adelante y otro que engloba las operaciones hacia atrás (figura D.1). Los parámetros inerciales y cinemáticos se transfieren del modelo general a través de la máscara del bloque (figura D.2).

Además, se creó un modelo iniciador con el sistema de referencia con las coordenadas globales, al cual se puede añadir la acción de la gravedad (figura D.3) y un modelo terminador que, en su caso, se puede sustituir por las fuerzas de contacto en el extremo de la cadena cinemática (figura D.4).

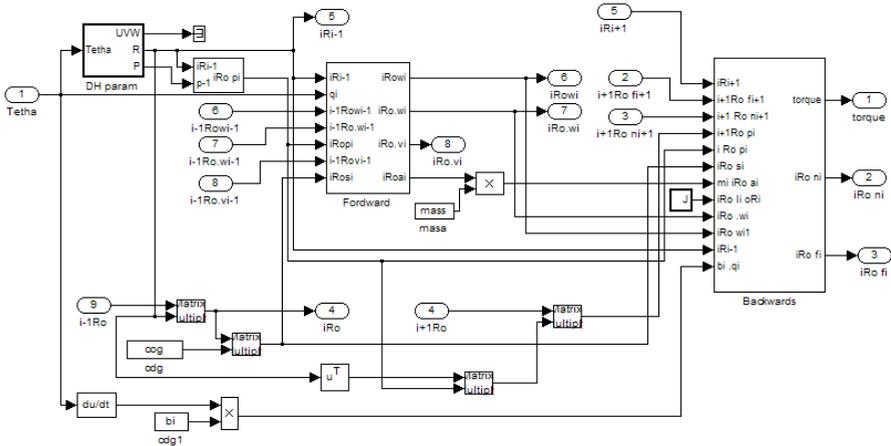


Figura D.1: Estructura del bloque sólido rígido en el que se aprecia el módulo que realiza las operaciones hacia delante y el que realiza las operaciones hacia detrás

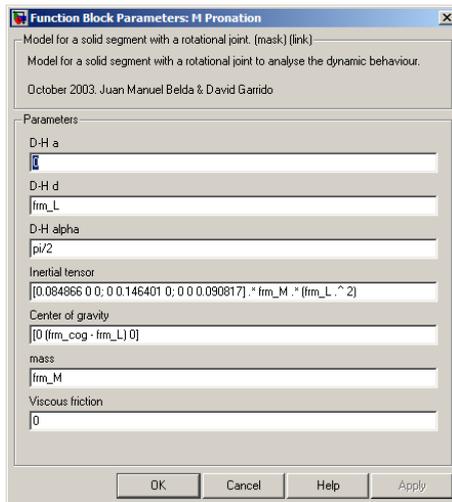


Figura D.2: Máscara del bloque: sólido rígido

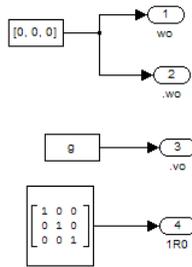


Figura D.3: Estructura del bloque iniciador

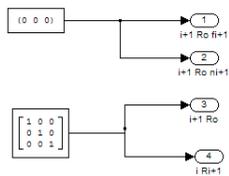


Figura D.4: Estructura del bloque terminador

Anexo E

Manifestación de consentimiento



Yo, D./Dña....., con
D.N.I.:....., en representación de
 y habiendo recibido información del **proyecto**:
 desarrollado por el Instituto de Biomecánica de Valencia, en el que voy a prestar mi
 colaboración, realizando actividades relativas a “.....
”; y habiendo sido suficientemente **informado/a** de las tareas
 a realizar, condiciones de las mismas, objetivos del proyecto y uso que se le va a dar a la
 información obtenida en el transcurso de la colaboración
por:....., a quien he
 podido hacer preguntas sobre el mismo.

Comprendo que mi participación es voluntaria, y que puedo retirarme del estudio en cualquier momento. Por lo que doy libremente mi conformidad para:

SÍ NO

- Participar en el presente estudio.
- Registrar imágenes de mi participación en el estudio.
- Incluir las imágenes obtenidas en publicaciones de ámbito científico.
- Incluir los datos personales en un fichero automatizado propiedad del Instituto de Biomecánica de Valencia cuya finalidad es **la localización de personas que colaboren en la realización de estudios desarrollados por el IBV**. Los datos serán tratados conforme establece la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal.

Fdo:

Fdo:

El participante, tutor o representante legal.

La persona que ha informado.

Valencia, a, de..... de 2003

Podrá consultar, modificar o cancelar sus datos poniéndose en contacto con el Servicio de Valoración de la Información de los Usuarios a través de los modos de contacto indicados en el pie de página.