



**CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y DE ESTUDIOS  
AVANZADOS DEL INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**

**UNIDAD ZACATENCO**

**DEPARTAMENTO DE CONTROL AUTOMÁTICO**

**“Dispositivo robótico para mejorar la capacidad de movimiento de niños  
con espasticidad”**

**TESIS**

Que presenta

**ALBERTO ISAAC PEREZ SANPABLO**

Para obtener el grado de

**DOCTOR EN CIENCIAS**

**EN LA ESPECIALIDAD DE CONTROL AUTOMATICO**

Director de la Tesis:

**Dr. Juan Manuel Ibarra Zannatha**

Ciudad de México

**MARZO, 2020**



# Agradecimientos

A Dios, por todas las bendiciones que he recibido en la vida.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología de México (CONACyT) y el Ministerio Federal Alemán de Educación e Investigación (BMBF) por su patrocinio a través del proyecto con número de registro CONACYT-FONCICYT -267734.

Al CINVESTAV y el Instituto Nacional de Rehabilitación Luis Guillermo Ibarra Ibarra por la oportunidad que me dieron de continuar mi formación como investigador.

A mi director de tesis, el Dr. Juan Manuel Ibarra Zannatha por su invaluable guía y consejos.

A Cathi por confiar en mí para realizar esta tarea.

A mis colegas y colaboradores por todo su apoyo para la realización de este proyecto, especialmente a la Dra. Josefina Gutiérrez.

A mis sinodales por el tiempo invertido en revisar el trabajo de Tesis.

A mi esposa por ser la compañía de mi vida.

A toda mi familia, especialmente a mi madre y abuela por todo el amor y apoyo que he recibido de ellos en cada momento de la vida.

A todos mis amigos y compañeros, especialmente los que han estado más presentes en esta parte de mi vida, Santos, Elisa y Arturo.

A todos mis profesores por compartir sus conocimientos conmigo.



# Índice

<b>RESUMEN</b>	<b>4</b>
<b>ABSTRACT</b>	<b>5</b>
<b>MOTIVACIÓN</b>	<b>6</b>
<b><u>1 ANTECEDENTES</u></b>	<b><u>7</u></b>
<b>1.1 PARÁLISIS CEREBRAL</b>	<b>7</b>
<b>1.2 ESPASTICIDAD</b>	<b>8</b>
1.2.1 DETECCIÓN DE ESPASTICIDAD	11
<b>1.3 TRATAMIENTO DE LOS PACIENTES CON ESPASTICIDAD</b>	<b>17</b>
1.3.1 AYUDAS TÉCNICAS Y ÓRTESIS	18
1.3.2 ÓRTESIS ROBÓTICAS	19
<b>1.4 DISEÑO DE ÓRTESIS ROBÓTICAS</b>	<b>20</b>
1.4.1 REQUISITOS DE DISEÑO Y SEGURIDAD PARA ÓRTESIS ROBÓTICAS	20
1.4.2 REQUISITOS DE DISEÑO REFERENTES A LAS CARACTERÍSTICAS FÍSICAS Y FUNCIONALES DEL USUARIO	22
1.4.3 REQUISITOS DE DISEÑO REFERENTES A LAS CARACTERÍSTICAS DE LA ACTIVIDAD Y USABILIDAD	25
1.4.4 REGULACIÓN DE ÓRTESIS ROBÓTICAS	26
1.4.5 SUMINISTRO DE ÓRTESIS	27
1.4.6 ESTADO DEL ARTE Y ESTADO DE LA TÉCNICA DE DE ÓRTESIS ROBÓTICAS	28
<b>1.5 OBJETIVO GENERAL</b>	<b>28</b>
1.5.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	28
<b>1.6 PRESENTACIÓN DE METODOLOGÍA Y ESTRUCTURA DEL TRABAJO</b>	<b>29</b>
<b><u>2 MODELADO Y CARACTERIZACIÓN</u></b>	<b><u>31</u></b>
<b>2.1 MODELADO NEUROMUSCULOESQUELÉTICO COMPUTACIONAL</b>	<b>31</b>
2.1.1 PROCESAMIENTO DE SEÑALES DE CONTROL MUSCULAR	36
2.1.2 PROCESAMIENTO DE SEÑALES DE CINEMÁTICA ARTICULAR	36
2.1.3 CATEGORIZACIÓN DE SEÑALES DE CONTROL MUSCULAR	37
2.1.4 COHERENCIA MUSCULAR TIEMPO-FRECUENCIA	37
2.1.5 CATEGORIZACIÓN DE COHERENCIA MUSCULAR TIEMPO-FRECUENCIA	41
<b>2.2 PATRONES DE COORDINACIÓN MUSCULAR DE SUJETOS SANOS DURANTE MOVIMIENTOS DE FLEXIÓN-EXTENSIÓN A VELOCIDAD Y RESISTENCIA CONTROLADAS</b>	<b>42</b>
2.2.1 PROCESAMIENTO DE SEÑALES DE CONTROL MUSCULAR Y CINEMÁTICA ARTICULAR	44
2.2.2 CATEGORIZACIÓN DE SEÑALES DE CONTROL MUSCULAR	44
2.2.3 CATEGORIZACIÓN DE COHERENCIA MUSCULAR TIEMPO-FRECUENCIA	46
<b>2.3 PATRONES DE COORDINACIÓN MUSCULAR DE SUJETOS SANOS DURANTE MOVIMIENTOS PROPIOS DE ACTIVIDADES DE LA VIDA DIARIA</b>	<b>54</b>

2.3.1	PROCESAMIENTO DE SEÑALES DE CONTROL MUSCULAR Y CINEMÁTICA ARTICULAR	54
2.3.2	CATEGORIZACIÓN DE COHERENCIA MUSCULAR TIEMPO-FRECUENCIA	55
<b>2.4</b>	<b>PATRONES DE COORDINACIÓN MUSCULAR DE SUJETOS CON PARÁLISIS CEREBRAL DURANTE MOVIMIENTOS DE FLEXIÓN-EXTENSIÓN A VELOCIDAD Y RESISTENCIA CONTROLADAS</b>	<b>68</b>
2.4.1	PROCESAMIENTO DE SEÑALES DE CONTROL MUSCULAR Y CINEMÁTICA ARTICULAR	68
2.4.2	CATEGORIZACIÓN DE SEÑALES DE CONTROL MUSCULAR	69
<b>3</b>	<b><u>PREDICCIÓN DE ESPASTICIDAD</u></b>	<b>73</b>
3.1	DESARROLLO	73
3.2	AJUSTE Y CATEGORIZACIÓN DEL MODELO DE ACTIVIDAD MUSCULAR-DEPENDIENTE DE LA VELOCIDAD.	75
3.3	ANÁLISIS DE LA ACTIVIDAD MUSCULAR DEPENDIENTE DE LA VELOCIDAD DE NIÑOS CON PARÁLISIS CEREBRAL	78
3.4	VALIDACIÓN DE ALGORITMOS DE PREDICCIÓN DE ESPASTICIDAD	81
<b>4</b>	<b><u>DESARROLLO DE ÓRTESIS ROBÓTICA</u></b>	<b>86</b>
4.1	DISEÑO CENTRADO EN EL USUARIO	87
4.2	DISEÑO DEL SISTEMA	87
4.3	MODELO MECÁNICO DE LA ÓRTESIS.	97
4.4	MODELO CINEMÁTICO	98
4.5	MODELO DINÁMICO	98
4.6	MODELO DE CONTROL	99
4.7	ÓRTESIS SIN CONTROLADOR DE LAZO EXTERNO	99
4.8	MODELO DE INTERACCIÓN HOMBRE MÁQUINA.	100
4.9	IDENTIFICACIÓN DEL MODELO	100
4.10	ÓRTESIS CON CONTROLADOR DE LAZO EXTERNO	102
4.11	ANÁLISIS DE ESTABILIDAD.	102
4.12	RESULTADOS EXPERIMENTALES	103
<b>5</b>	<b><u>INTEGRACIÓN</u></b>	<b>105</b>
5.1	INTEGRACIÓN MECÁNICA Y DE SOFTWARE	105
5.2	MOVILIZACIÓN ACTIVA Y ASISTENCIA CON CONTROL DE ESPASTICIDAD	108
5.3	RESULTADOS EXPERIMENTALES EN VOLUNTARIO ADULTO SANO	110
5.4	SIMULACIÓN EN PACIENTES CON PARÁLISIS CEREBRAL ESPÁSTICA	111
<b>6</b>	<b><u>DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES</u></b>	<b>115</b>
6.1	MODELADO Y CARACTERIZACIÓN.	115

<b>6.2 PREDICCIÓN DE ESPASTICIDAD.</b>	<b>116</b>
<b>6.3 DESARROLLO DE ÓRTESIS ROBÓTICA</b>	<b>118</b>
<b>6.4 INTEGRACIÓN</b>	<b>119</b>
<b>6.5 PERSPECTIVAS</b>	<b>119</b>
<b><u>7 REFERENCIAS PROPIAS</u></b>	<b><u>121</u></b>
<b>7.1 TRABAJOS EN REVISTAS EXTENSO</b>	<b>121</b>
<b>7.2 MEMORIAS DE CONGRESOS EN EXTENSO</b>	<b>121</b>
<b>7.3 CAPÍTULOS DE LIBRO</b>	<b>122</b>
<b>7.4 TRABAJOS EN REVISTA EN RESUMEN</b>	<b>122</b>
<b>7.5 MEMORIAS DE CONGRESOS, EN RESUMEN</b>	<b>123</b>
<b><u>8 REFERENCIAS</u></b>	<b><u>124</u></b>
<b><u>ANEXOS</u></b>	<b><u>135</u></b>
A1 Modelado Neuromusculoesquelético computacional	135
A2 Electromiografía de superficie (sEMG)	141
A3 Diseño de Eslabones de órtesis robótica	144

# RESUMEN

---

La espasticidad provoca graves limitaciones funcionales en la capacidad de movimiento y reduce la calidad de vida de millones de personas que la padecen. Poco se sabe de la influencia de la espasticidad durante el movimiento activo. Tecnologías para rehabilitación actuales no pueden lidiar con alteraciones provocadas por la espasticidad. El objetivo de este trabajo fue desarrollar una órtesis robótica capaz de detectar alteraciones en la actividad muscular-dependiente de la velocidad para mejorar la capacidad de movimiento durante movimientos activos de codo de individuos pediátricos con parálisis cerebral espástica (PC).

En la realización de este trabajo se realizaron múltiples actividades con metodologías particulares resumidas a continuación. Caracterización de la dinámica del movimiento activo de la articulación de codo y de la coordinación muscular normal y patológica de individuos pediátricos sanos e individuos con parálisis cerebral espástica. Desarrollo de algoritmos para detección y predicción de incremento de actividad muscular dependiente de la velocidad a partir de señales de cinemática y electromiografía de superficie (sEMG). Desarrollo de prototipo de órtesis robótica y de estrategias de control bio cooperativo en base a un control de fuerza - velocidad auxiliados por el monitoreo en línea de la activación muscular mediante sEMG. Identificación paramétrica y análisis de estabilidad del sistema. Evaluación experimental de mejora de capacidad de movimiento en un voluntario adulto sano y mediante simulación con datos de individuos pediátricos sanos y con parálisis cerebral espástica.

Como resultado se caracterizó la dinámica y actividad muscular normal y alterada del movimiento activos de codo. Se desarrollaron algoritmos computacionales capaces de identificar y predecir eventos anormales de actividad muscular dependiente de la velocidad presentes en individuos con parálisis cerebral espástica y relacionados con un nivel de espasticidad elevado en ventanas de tiempo de milisegundos. La órtesis robótica desarrollada consta de una articulación con un grado de libertad con características de control y dinámica adecuados para responder a los requisitos del movimiento del usuario con bajos esfuerzo. La órtesis posee mecanismos de seguridad redundantes por hardware y software. La ortesis presenta un comportamiento estable durante su acoplamiento con el individuo. Durante la evaluación mediante simulación del funcionamiento de la ortesis robótica se logró predecir en ventanas de milisegundos la aparición del incremento de actividad muscular dependiente de la velocidad, permitiendo al sistema modificar la dinámica evitando la aparición de dicho incremento.

En este trabajo se muestra que la detección y predicción del incremento de actividad muscular dependiente de la velocidad en línea durante el movimiento activo es factible. La órtesis robótica es potencialmente útil para la mejora de la capacidad de movimiento de individuos pediátricos con parálisis cerebral.



# ABSTRACT

---

Spasticity causes serious functional limitations in the ability of people to move and reduces the quality of life of millions of people who suffer from it. Little is known about the influence of spasticity during active movement. Current rehabilitation technologies cannot cope with alterations caused by spasticity. The objective of this work was to develop a robotic orthosis capable of detecting alterations in velocity-dependent muscle activity and to improve movement capacity during active elbow movements of pediatric individuals with spastic cerebral palsy.

In carrying out this work, multiple activities were done with particular methodologies summarized below. Characterization of the active normal and pathological movement dynamics and muscular coordination of the elbow joint of healthy pediatric individuals and subjects with spastic cerebral palsy. Development of algorithms for detection and prediction of increment of velocity-dependent muscle activity from kinematics and surface electromyography (sEMG) signals. Development of a robotic orthosis prototype and bio-cooperative control strategies based on force - speed control aided by online monitoring of muscle activation using sEMG. Parametric identification and stability analysis of the system. Experimental evaluation of movement capacity improvement in a healthy adult volunteer and by simulation with data from healthy individuals and subjects with spastic cerebral palsy.

As a result, the normal and impaired muscular activity and dynamics of the elbow joint movement were characterized. Computational algorithms capable of identifying and predicting abnormal velocity-dependent muscle activity events present in individuals with spastic cerebral palsy related to a high level of spasticity within time windows of milliseconds were developed. The developed robotic orthosis consists of a single degree of freedom articulation with adequate control and dynamic characteristics to respond to the user's movement requirements with low efforts. The orthosis has redundant hardware and software security mechanisms. The orthosis exhibits stable behavior coupled with the individual. During the evaluation by simulation of the operation of the robotic orthosis, the appearance of the increase in speed-dependent muscular activity was predicted by milliseconds, allowing the system to modify its dynamics avoiding the appearance of said increment.

In this work it is shown that the detection and prediction of the increase of speed dependent muscular activity in line during the active movement is feasible. The robotic orthosis is potentially useful for improving the movement capacity of pediatric individuals with cerebral palsy.

# MOTIVACIÓN

---

La espasticidad provoca graves limitaciones funcionales en la capacidad de movimiento, reduce la independencia y la calidad de vida de las personas que la padecen. La espasticidad es un síndrome con componentes neurológicos y musculares consistente en el aumento dependiente de la velocidad del reflejo de estiramiento del músculo espástico. La espasticidad es padecida por millones de individuos alrededor del mundo que sufren secuelas de lesiones del sistema nervioso, como parálisis cerebral (PC). Aunque la espasticidad ha sido estudiada mediante dispositivos electromecánicos desde hace cuatro décadas, los métodos anteriores se enfocan en movilizaciones pasivas o métodos fuera de línea, por lo que poco se sabe de la influencia de la espasticidad sobre el movimiento activo. Así la evaluación de espasticidad continúa en estado experimental y requiere de mayores estudios de validación.

Las ayudas técnicas disponibles para el tratamiento de la espasticidad, como las órtesis, únicamente compensan el desequilibrio muscular y evitan contracturas, pero no limitan la activación patológica. Más aún la espasticidad puede limitar el uso de alternativas terapéuticas como los dispositivos robóticos para rehabilitación. En este trabajo se propondrá un método para inhibir la espasticidad de forma tecnológica. Es recomendable que este tipo de investigación se lleve a cabo en centros de excelencia, con vinculación con programas académicos. Esto requerirá la participación de expertos clínicos y tecnológicos, proveedores de servicios, usuarios, empresarios y gobiernos nacionales e internacionales. El reto científico que será abordado por el proyecto incluye el desarrollo de una órtesis robótica que pueda predecir y prevenir la aparición del reflejo espástico durante movimientos activos en codo de individuos con parálisis cerebral. La órtesis robótica controlará la velocidad del movimiento de tal manera que se inhiba la espasticidad relacionada, y evite el aumento patológico del reflejo de estiramiento dependiente de la velocidad. El control de la velocidad del movimiento se logrará mediante el monitoreo en línea de la activación muscular mediante electromiografía de superficie (sEMG) y la predicción de la ocurrencia de espasticidad a partir de las señales de electromiografía de superficie sEMG, así como la integración de las necesidades de los pacientes y la usabilidad en el proceso de desarrollo.

El presente trabajo es parte del proyecto binacional México-Alemania “**Smart** orthotic device to improve **Movement** capacity of patients suffering from spasticity” con acrónimo SmartMove, financiado por el Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología de México (CONACyT) y el Ministerio Federal Alemán de Educación e Investigación (BMBF) con número de registro CONACYT-FONCICYT -267734. Para el desarrollo de este proyecto se creó un consorcio integrado por el Departamento de Control Automático (DCA) del CINVESTAV (CINVESTAV, México), la Subdirección de Investigación Tecnológica (SIT), la División de Rehabilitación Pediátrica (DRP), el Laboratorio de Órtesis y Prótesis (LOP) y, el laboratorio de Análisis de Movimiento Humano (LAMH) del Instituto Nacional de Rehabilitación Luis Guillermo Ibarra Ibarra (INR-LGII México), el Departamento de Ingeniería de Rehabilitación y Prevención (RPE) de la Universidad RWTH Aachen (RWTH, Alemania) y la empresa DIERS (DIERS, Alemania).

# 1 ANTECEDENTES

## 1.1 PARÁLISIS CEREBRAL

La parálisis cerebral (PC) es la discapacidad física más común en los niños [1]. La parálisis cerebral es un conjunto de alteraciones permanentes del movimiento y de la postura debidas a alteraciones no progresivas ocurridas en el cerebro fetal o infantil. Las alteraciones motoras limitan la actividad del sujeto y se acompañan de alteraciones de la sensación, percepción, cognición, comunicación, comportamiento, epilepsia y por problemas musculoesqueléticos secundarios [2], ver Figura 1-1.

La prevalencia o proporción de niños con parálisis cerebral se estima entre 1.5 y 4 casos por cada 1,000 niños nacidos vivos [3]. En México aunque no se dispone de información precisa se calcula que cada año se presentan 12,000 casos nuevos de discapacidad por parálisis cerebral [4].

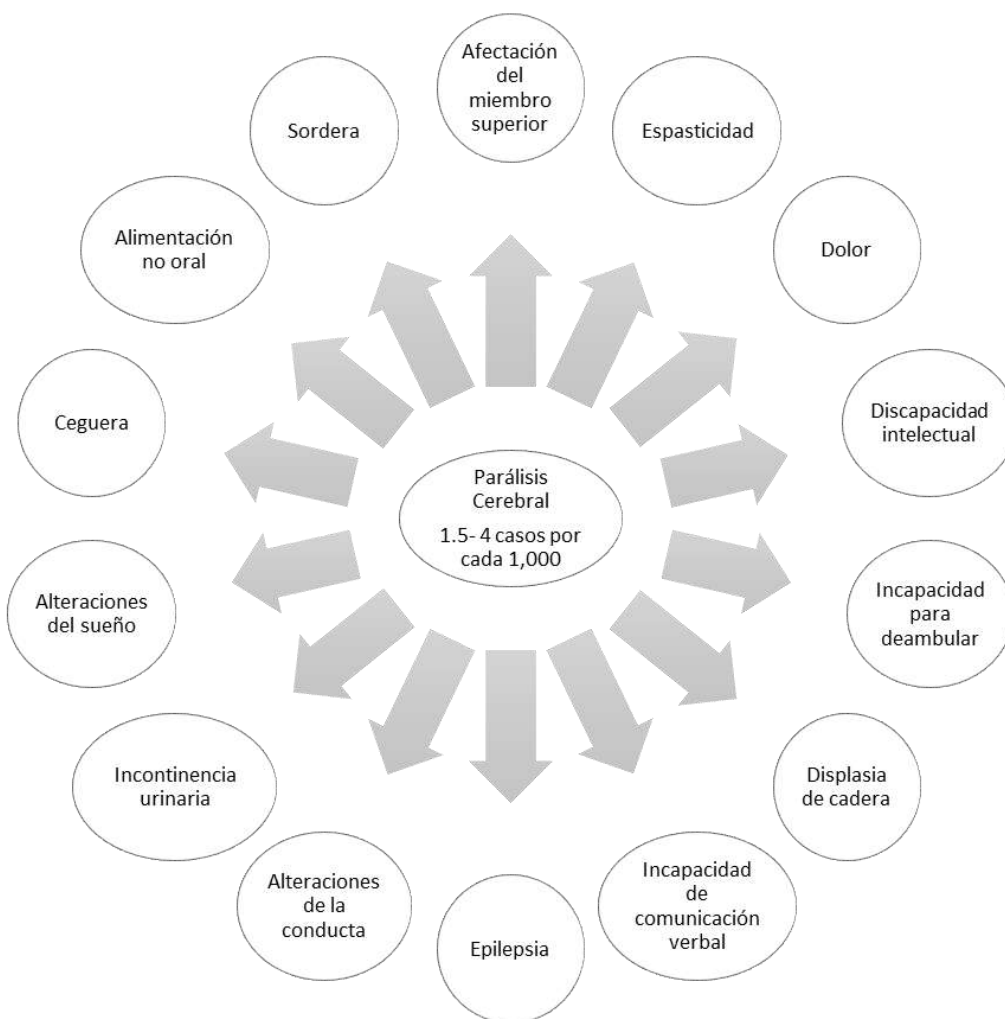


Figura 1-1 Comorbilidades comunes de parálisis cerebral, modificado de [5].

Existen tres subtipos de parálisis cerebral, siendo la parálisis cerebral espástica la más común [6], ver Figura 1-2. Los individuos con parálisis cerebral espástica presentan aumento del tono muscular (hipertonía) y/o activación refleja patológica conocida como espasticidad. La parálisis cerebral también puede clasificarse por el territorio o topografía corporal afectado. Las topografías más frecuentes son cuadriparesia y hemiparesia. Cuadriparesia se refiere a una afectación en las cuatro extremidades, y hemiparesia a la afectación de brazos y piernas de un lado del cuerpo [5].

## 1.2 ESPASTICIDAD

La espasticidad provoca graves limitaciones en la capacidad de movimiento de la extremidad afectada reduciendo la independencia y calidad de vida de la persona que la padece. La espasticidad provoca alteraciones en las propiedades de los tejidos blandos como rigidez y atrofia muscular, lo que resulta en contracturas, que a su vez pueden ocasionar deformidades osteoarticulares y dolor [7]. Esto se hace más grave cuando las extremidades superiores se ven afectadas ya que éstas son las que permiten la realización de la mayoría de las actividades de la vida diaria los pacientes interactuar de manera autónoma con su entorno.

A pesar de que la espasticidad es un fenómeno descrito desde hace varios años, aun hoy en día existe controversia en su definición. La definición con mayor aceptación de la espasticidad la define en términos generales como una alteración motora relacionada con un aumento del reflejo de estiramiento del músculo espástico dependiente de la velocidad [8].

Otros términos con los que se le conoce dentro del área clínica a la espasticidad es hipertonía[9], “paresia espástica deformante” [10] e hiper-resistencia [11]. El término paresia se utiliza para describir la ausencia o parálisis parcial del movimiento voluntario. Dentro de la bioingeniería se ha intentado describir a la espasticidad, a partir de la dinámica articular como un aumento de la rigidez articular, incremento de la impedancia articular o disminución de la complianza articular. La rigidez articular se refiere a la descripción del par articular en función de la posición articular. La complianza articular es la descripción inversa de la rigidez articular. La impedancia articular es la definición del torque articular en función del cambio en la posición articular (velocidad articular).



Figura 1-2 Subtipos de parálisis cerebral.

Es importante recordar que, para producir un movimiento del cuerpo humano, el sistema nervioso a través de sus componentes centrales y periféricos generan y conducen las señales de control hacia los músculos para que éstos al actuar sobre los huesos y tejidos que conforman las articulaciones produzcan el movimiento. En la realización de cualquier movimiento se involucran dos tipos de músculos los responsables de propulsar el movimiento llamados agonistas y los responsables de estabilizar el movimiento al oponerse a este, conocidos como antagonistas. Así en cada movimiento agonistas y antagonistas deben trabajar de manera coordinada.

El reflejo de estiramiento es una contracción automática del músculo en respuesta a un estiramiento. En condiciones normales este reflejo regula la longitud muscular ayudando a mantener la postura corporal [12]. Para lograr esto el músculo utiliza estructuras sensoriales de retroalimentación que generan y envían información sensorial hacia la médula espinal sobre los cambios en la longitud de la fibra muscular (información aferente) y estructuras que reciben información motora de la médula para generar el movimiento (información eferente) [12].

Una de las estructuras en la vía aferente es el huso muscular compuesto por fibras aferentes Ia y II [12]. Las fibras tipo Ia proporcionan información sobre posición y velocidad de movimiento, los cuales se conocen clínicamente como tónico y fásico respectivamente. Las fibras tipo II llevan información únicamente sobre la posición del movimiento (tónica) [12]. Otra estructura de la vía aferente son los nervios tipo Ib procedentes del órgano tendinoso de Golgi. El órgano tendinoso de Golgi se encuentra en los tendones en el área de unión con las fibras musculares y actúa como sensor de fuerza. La vía eferente está compuesta por los nervios de motoneuronas alfa que se encuentran en la médula espinal y se unen a las vías aferentes de forma directa o por mediación de otras neuronas llamadas interneuronas espinales [12], ver Figura 1-3.

Cuando un músculo se estira, el huso muscular se estira, estimulando las fibras tipo Ia y II [12]. Estas fibras excitan en la médula las motoneuronas alfa del músculo provocando que el músculo se contraiga oponiéndose al movimiento [12]. Para que la flexión de la articulación se produzca es necesario que el músculo antagonista se relaje, por ello un segundo grupo de fibras musculares produce la inhibición de las motoneuronas alfa del músculo antagonista en un proceso que se llama inhibición recíproca. La función del órgano tendinoso de Golgi es regular la contracción muscular al frenar la contracción del músculo agonista y provocar la contracción del músculo antagonista mediante inhibición y excitación de las respectivas motoneuronas alfa [12]. El reflejo de estiramiento está modulado por el sistema nervioso central a través de las interneuronas espinales. Finalmente existen motoneuronas gama conectadas al huso muscular que se encargan de ajustar la sensibilidad del huso muscular en diferentes niveles de elongación muscular. Cuando existe espasticidad la respuesta de este reflejo de estiramiento dependiente de la velocidad está aumentado patológicamente [12].

Independientemente del término empleado para referirse a la espasticidad se reconoce que posee dos componentes: un componente neurológico y otro no neurológico [10][13][14][15][11], ver Tabla 1-I. El componente no neurológico de la espasticidad, también conocido como muscular, miopatía espástica o intrínseco está relacionado con los tejidos del cuerpo humano. El componente neurológico o también conocido como reflejo está relacionado con el control motor realizado por el sistema nervioso central.

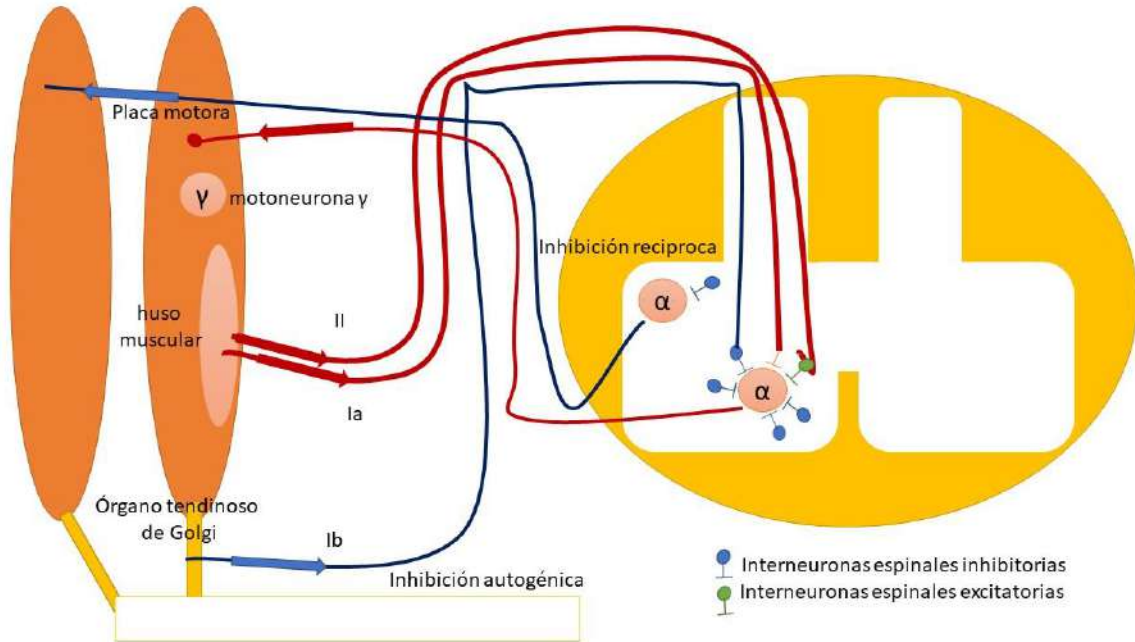


Figura 1-3 Reflejo de estiramiento.

El componente muscular de la espasticidad se debe a las propiedades viscoelásticas e inerciales de los segmentos y tejidos conectivos involucrados en las articulaciones [13][14][15]. En este componente se combina también el acortamiento y pérdida de extensibilidad en los músculos antagonistas que estabilizan el movimiento [10].

Tabla 1-I Componentes de la espasticidad.

Hiper-resistencia	Dinámica articular
Componente Muscular o miopatía espástica que combina acortamiento y pérdida de extensibilidad en los músculos antagonistas.	Componente Intrínseco debido a propiedades viscoelásticas e inerciales del segmento, articulación y tejido conectivo.
Componente Neurológico <ul style="list-style-type: none"> <li>• Paresia sensible al estiramiento en los músculos agonistas</li> <li>• Sobreactividad de los músculos antagonistas               <ul style="list-style-type: none"> <li>○ co-contracción espástica (señal de control del sistema nervioso central errónea)</li> <li>○ distonía espástica (activación muscular tónica involuntaria en reposo)</li> <li>○ espasticidad (incremento en los reflejos dependientes de la velocidad ante el estiramiento fásico, en reposo)</li> </ul> </li> </ul>	Componente reflejo que se origina debido a cambios en la activación muscular inducidos por cambios del reflejo de estiramiento

El componente neurológico de la espasticidad incluye una paresia sensible al estiramiento en los músculos agonistas y sobreactividad de los músculos antagonistas. La sobreactividad de los músculos antagonistas tiene a su vez dos componentes: una hiperreflexia del estiramiento dependiente de la velocidad y una activación muscular involuntaria de fondo independiente de la velocidad. Éstos componentes reciben los nombres de co-contracción espástica, distonía espástica y espasticidad. La co-contracción espástica se refiere a la coactivación errónea del músculo antagonista provocada por una señal de control del cerebro equivocada. La distonía espástica son contracciones musculares en reposo involuntarias, mantenidas o intermitentes que pueden causar movimientos repetitivos o posturas anormales. La espasticidad es el incremento en los reflejos de estiramiento dependientes de la velocidad ante el estiramiento en reposo [10].

Recientemente una reunión de consenso de expertos de países europeos definieron un nuevo marco conceptual para la espasticidad [11]. Como resultado sugieren el uso del término hiper-resistencia para describir la respuesta neuromuscular alterada durante el estiramiento pasivo, en lugar de los términos espasticidad o hipertonía. Mencionan que el término espasticidad solo debe usarse para referirse a la hiperreflexia de estiramiento, y que el término rigidez debe referirse solo a las contribuciones de tejido pasivo.

A nivel fisiológico existen claras diferencias entre la espasticidad y la rigidez. La espasticidad se caracteriza por una descarga exagerada de motoneuronas gama, con importante influencia de aferentes periféricos, alta sensibilidad a variaciones de temperatura. Por otro lado, la rigidez se caracteriza por una descarga exagerada de motoneuronas alfa, con limitada influencia de aferentes periféricos y menor sensibilidad a variaciones de temperatura. Clínicamente la espasticidad se caracteriza por presencia de hipertonicidad durante el movimiento inicial, con reflejos tendinosos profundos aumentados, con compromiso de músculos anti gravitatorios, con mayor afectación por cambio postural. La rigidez se caracteriza por presencia de hipertonicidad durante todo el rango de movimiento, con reflejos tendinosos alterados o disminuidos, con compromiso difuso de músculos anti gravitatorios, con menor afectación por cambio postural.

La forma clínica más común de espasticidad en parálisis cerebral en el miembro superior es el patrón flexor codo, muñeca y dedos y pronación de antebrazo.

### **1.2.1 Detección de espasticidad**

A la fecha se ha intentado detectar la espasticidad de forma clínica y cuantitativa durante movilizaciones del miembro a evaluar con o sin participación del individuo en evaluación, movilización pasiva y activa respectivamente. Algunos de los métodos han intentado distinguir entre las componentes intrínsecas y reflejas de la espasticidad. Aunque ninguno ha logrado una detección de espasticidad en línea durante la realización del movimiento, ver Figura 1-4.

#### ***1.2.1.1 Detección clínica de espasticidad durante movimiento pasivo***

Actualmente la espasticidad se detecta mediante escalas clínicas. Las escalas clínicas requieren que un evaluador entrenado mueva el miembro de la persona a lo largo de todo el rango de movimiento de la articulación a una o más velocidades.

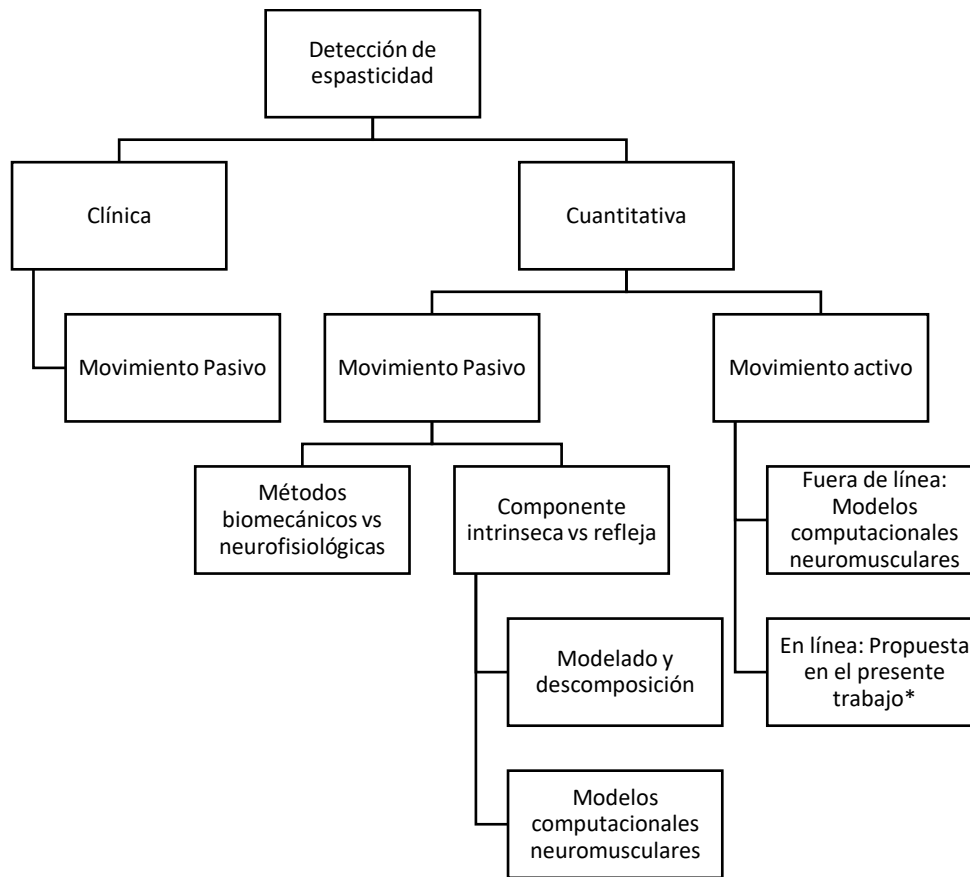


Figura 1-4 Taxonomía de métodos para detección de espasticidad.

En caso de presentarse espasticidad el evaluador lo consigna en su escala asignándole una categoría de severidad en función de la resistencia que observa al movimiento, el rango del ángulo articular donde le parece se presenta dicha resistencia y si está acompañada de otras alteraciones motoras como el clonus el cual es una serie de contracciones y relajaciones musculares rítmicas involuntarias. Las escalas clínicas más utilizadas son la escala modificada de Ashworth [15] y la escala modificada de Tardieu [16], donde un evaluador entrenado categoriza en una escala de 6 niveles (desde sin resistencia hasta sin posibilidad de mover la articulación), la resistencia que encuentra al movilizar la articulación del paciente en estudio. Aunque son el estándar de medición estas escalas carecen de fiabilidad y validez [16], [17].

### ***1.2.1.2 Detección cuantitativa de espasticidad durante movimiento pasivo***

En los últimos años se ha trabajado en el desarrollo de métodos instrumentados para detección de espasticidad. La revisión más amplia de éstos métodos fue realizada en 2005 por la red temática Europea para el Desarrollo de Medidas Estandarizadas para la Espasticidad (consorcio SPASM) [18][19][20] y en 2008 por Bar-On et al [21]. En estas revisiones se han identificado un gran número de técnicas instrumentadas no-invasivas para cuantificar la espasticidad que fueron categorizadas en métodos biomecánicos y neurofisiológicos. Los métodos biomecánicos registran el ángulo articular, así como la resistencia en la articulación durante el estiramiento pasivo. Aquí se incluyen dinamómetros motorizados y manuales. Los métodos neurofisiológicos miden la actividad muscular



utilizando electromiografía (EMG) durante la movilización pasiva de la articulación o durante una estimulación nerviosa. La movilización pasiva se puede realizar de forma manual o motorizada a diferentes velocidades siguiendo patrones sinusoidales o de tipo rampa, ver Figura 1-6. Las revisiones concluyen que los métodos de evaluación instrumentados son complementarios y deben usarse de manera simultánea para permitir diferenciar entre el componente neurológico y no neurológico de la espasticidad.

Muchos de los métodos anteriores miden el par articular total resultado tanto de la componente intrínseca como de la refleja espástica. Estas componentes son difíciles de separar debido a que cambian a la par y no pueden ser medidas individualmente. A la fecha se han propuesto diferentes métodos analíticos utilizados para realizar la descomposición del par articular suponiendo tanto modelos estáticos como dinámicos, modelos lineales o no lineales, con algoritmos de identificación de la respuesta en frecuencia o de identificación de la función de transferencia [13].

Para extraer el componente reflejo de la espasticidad se han aplicado métodos donde este componente se define como la diferencia entre las mediciones realizadas durante una movilización pasiva a alta velocidad y las predicciones de un modelo de la dinámica articular simplificado [22] que se muestra a continuación:

$$T = \left(1 + b \frac{d\theta}{dt}\right) e^{k(\theta - \theta_0)} + T_0 \quad (1.1)$$

donde T es el par articular total interno; b es el coeficiente de viscosidad; k es el coeficiente de rigidez pasiva;  $\theta$  es la posición angular;  $\theta_0$  es la posición inicial de la articulación y  $T_0$  es el par inicial en la articulación.

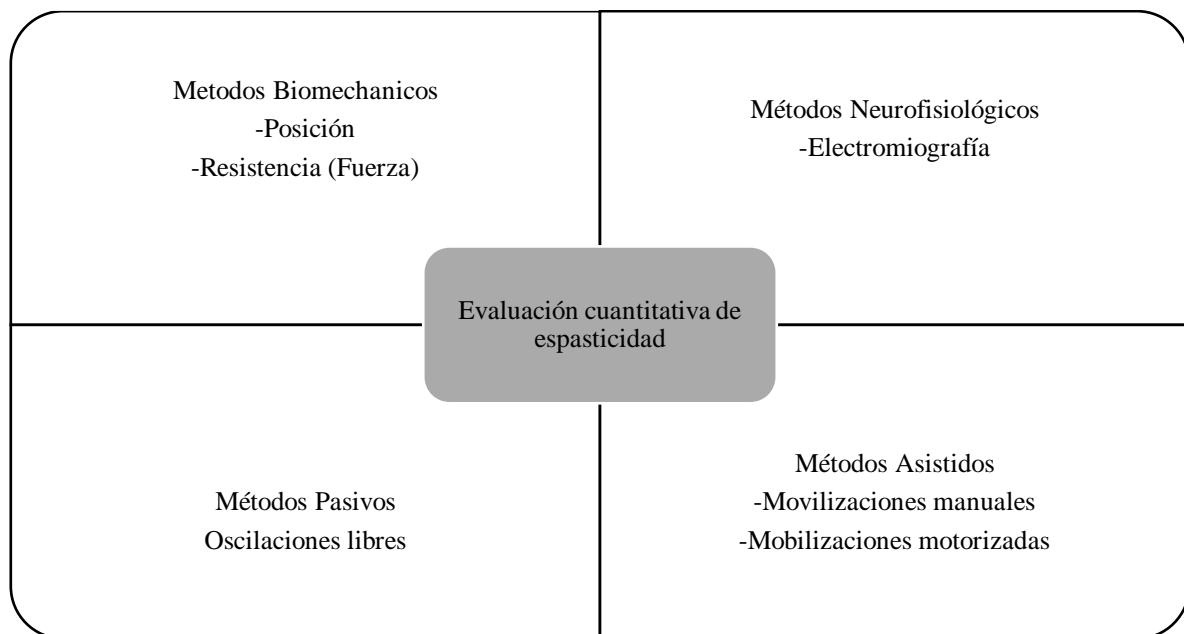


Figura 1-5 Taxonomía de métodos para detección cuantitativa de espasticidad durante movimiento pasivo.

Los parámetros del modelo fueron ajustados usando el algoritmo Levenberg-Marquardt a partir de mediciones obtenidas durante la movilización pasiva de la articulación a bajas velocidades en una región comprendida desde el tiempo donde se alcanza la velocidad de movilización máxima hasta el tiempo donde se llega al 90% del rango de movimiento de la articulación. Esta región se definió visualmente como la región donde únicamente el músculo agonista se estira eliminando también cualquier incomodidad producida al alcanzar el final del rango de movimiento articular.

Otra alternativa es el uso de modelos computacionales neuromusculares. Así se desarrolló un modelo de rodilla con los músculos cuádriceps (recto femoral, vasto lateral, intermedio y medial) e isquiotibiales (semimembranoso, semitendinoso, bíceps femoral) incluyendo un controlador de retroalimentación dependiente de la velocidad [23] que se muestra a continuación:

$$E_m(t + t_d) = \begin{cases} G \cdot v_m & |v_m(t) > T \\ 0 & |v_m(t) \leq T \end{cases} \quad (1.2)$$

donde  $E_m$  es la excitación del músculo  $m$ ,  $t_d$  es un retardo que representa el retardo del reflejo de estiramiento,  $G$  es una ganancia que representa la severidad del reflejo hiper excitado,  $v_m$  es la velocidad de la fibra muscular y  $T$  es el umbral de velocidad. Los valores de rigidez pasiva de los músculos y los del umbral del controlador de retroalimentación dependiente de la velocidad fueron optimizados en función de los datos de posición angular, fuerza y electromiografía medidos durante la movilización pasiva a baja y alta velocidad de la rodilla de 11 niños con parálisis cerebral y 9 niños con desarrollo típico [23]. De manera similar se ha desarrollado un modelo neuromusculoelástico para tobillo [24].

Algunos de los dispositivos para medir y/o diagnosticar espasticidad en los músculos poseen patentes que pueden encontrarse en las siguientes clasificaciones de patentes: detección, medición o registro de señales bioeléctricas del cuerpo con propósito de diagnóstico (A61B5/11); prótesis no implantables con control bioeléctrico (A61F2/72); aparatos para ejercicio pasivo (A61H1/00).

Un dispositivo conocido en el estado de la técnica para medir y/o diagnosticar la espasticidad en los músculos es descrito en la patente WO2010121353A1 publicada el 28 de octubre de 2010 [25]. Éste es un dispositivo portable que comprende un módulo de medición con un sensor de ángulo de articulación, un sensor de velocidad angular y un sensor para medir la actividad eléctrica del músculo, dos secciones que pueden ajustarse al extremo distal y proximal de una articulación tipo bisagra; y un módulo de control que recibe por lo menos datos de ángulo articular, velocidad angular y actividad eléctrica muscular, y determina un valor de espasticidad (párrafo 25). El aparato descrito anteriormente no menciona las condiciones en las que se realiza la medición de espasticidad, por ejemplo, durante movimiento activo o pasivo de la articulación en estudio. Tampoco menciona la forma en la que el módulo de control determina el valor de espasticidad, mencionando únicamente que dicho módulo requiere para determinar el valor de espasticidad al menos la información de posición angular, velocidad angular y actividad eléctrica muscular. Además, dicha patente no describe el músculo del cual se registrará su actividad eléctrica, ni la métrica a obtener de esta actividad. Todo esto puede comprometer la precisión de la determinación de espasticidad debido a la dependencia a las condiciones y parámetros de evaluación y procesamiento de la información que presenta. Por ejemplo, se ha observado en la evaluación de parámetros

derivados de la actividad eléctrica muscular provenientes de la evaluación de varios grupos de músculos agonistas y antagonistas bajo movilizaciones pasivas controladas, solo ciertos músculos presentan un resultado válido de espasticidad [21].

Otro aparato y método conocidos para medir el grado de espasticidad en un músculo se describe en la solicitud de patente de publicada el 30 de septiembre de 2006 como WO2006 / 1 02764 [26]. El aparato permite determinar la espasticidad durante movimiento pasivo con base en la medición del umbral del reflejo de estiramiento (SRT), definido como el ángulo de la articulación en el que el músculo comienza a activarse. El SRT se determina utilizando un enfoque pasivo en el que la extremidad es movilizada y se registra la velocidad angular de la articulación. Para diferentes velocidades de estiramiento, se registra el ángulo en el que se detecta el inicio de SRT y se realiza una regresión para obtener el ángulo de SRT a velocidad cero. También se apreciará que se pueden determinar un límite angular superior e inferior que puede servir de base, junto con el ángulo SRT, para evaluar la espasticidad. El modelo tiene un sensor de ángulo de articulación que envía la señal de ángulo y velocidad angular a una unidad de control y medición. La unidad de control y medición recibe también mediante cables información de actividad eléctrica muscular que servirá para determinar la espasticidad. En el aparato y método descrito anteriormente la determinación del SRT es altamente dependiente del control de las velocidades de estiramiento. Controlar la velocidad de estiramiento es posible durante movilizaciones pasivas, pero no durante movimientos activo. Otras desventajas del aparato y método anteriormente reportado se relacionan con el gran tiempo y espacio físico requerido para instalación del dispositivo e incomodidad asociada para el paciente durante la evaluación.

### ***1.2.1.3 Detección cuantitativa de espasticidad durante movimiento activo***

Todos los métodos mencionados anteriormente, sin embargo, hacen una detección de la espasticidad durante el movimiento involuntario del individuo es decir mediante la movilización de la articulación por parte de un evaluador o un sistema motorizado. Aún hoy en día es incierto hasta qué punto los métodos y teoría anteriores pueden aplicarse a la detección de espasticidad durante movimiento activo [21]. Detectar la espasticidad cuando un músculo se contrae de manera voluntaria es más difícil debido a que un incremento en la actividad muscular no necesariamente es completamente patológica debido a una hiperestimulación del reflejo de estiramiento [27] sino puede deberse a una activación voluntaria. Otras alteraciones presentes en la parálisis cerebral como debilidad muscular, coactivación involuntaria, pérdida de control muscular, así como mecanismos de compensación interactuarán con la espasticidad y tendrán un efecto sobre alteraciones del movimiento [21], ver Figura 1-6.

La coactivación involuntaria, aunque es necesaria para el movimiento normal, en exceso puede limitar el movimiento. La coactivación ocurre cuando se presenta una señal de control en el músculo agonista y antagonista. Por otro lado algunos estudios han demostrado que la actividad refleja está fuertemente modulada durante la actividad muscular voluntaria y que un incremento de excitabilidad en el reflejo de estiramiento observado en reposo no necesariamente se manifestará en el movimiento voluntario [28][29]. Se ha utilizado un modelo computacional neuromusculo-esquelético con retroalimentación de velocidad para simular el efecto sobre la cinemática de la marcha, de un aumento en la hiper excitabilidad del reflejo de estiramiento en los músculos gastrocnemio, soleo y cuádriceps [30].

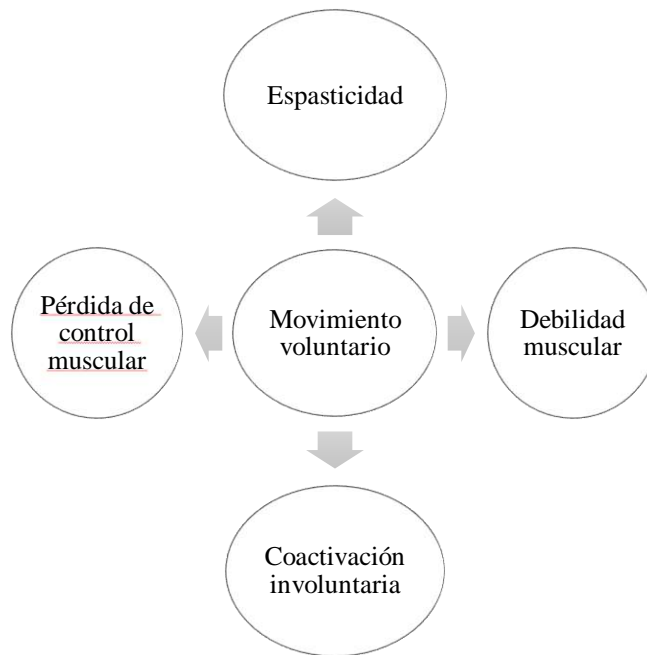


Figura 1-6 Alteraciones motoras coexistentes con espasticidad durante movimiento voluntario.

Los resultados fueron comparados con los patrones de marcha de sujetos con espasticidad existentes en la literatura. Y se concluye que la hiper excitabilidad del reflejo de estiramiento contribuyen a las desviaciones del movimiento durante la marcha. Otro estudio también empleó un modelo musculoesquelético computacional para estudiar la relación entre marcadores de espasticidad obtenidos durante movilizaciones pasivas contra simulaciones de gastrocnemio e isquiotibiales durante la marcha [27]. El estudio concluyó que otros factores como co-contracción, fuerza muscular y alteraciones en el control del balance juegan un papel más importante que la hiper excitabilidad del reflejo de estiramiento para explicar el aumento de la activación muscular observada durante la marcha.

La evaluación de las extremidades superiores representa una mayor dificultad debido a la ausencia de movimientos altamente estereotipados, razón por la cual se requieren pruebas métricas y funcionales estandarizadas. Becker utilizó una distribución pseudo Wigner-Ville suavizada y un algoritmo de categorización para estimar las coherencias entre bíceps, tríceps y braquiorradial durante las contracciones dinámicas como un enfoque para la detección de espasticidad en las extremidades superiores [31]. La categorización se realizó de acuerdo con el tipo de contracción, carga externa, ángulo articular y velocidad angular. El método se probó en 10 sujetos sanos y 6 pacientes con espasticidad. En el estudio se analizaron movimientos de flexo-extensión de la articulación de codo a velocidad y resistencia al movimiento controladas mediante una máquina de poleas. El método mostró la dependencia de la coherencia respecto a la velocidad articular en la presencia de espasticidad en los movimientos de extensión, así como una coactivación muscular mucho más fuerte entre tríceps, bíceps y supinador largo en pacientes espásticos en comparación con sujetos sanos. Lassek propuso cinco parámetros derivados de las señales de electromiografía de superficie (sEMG) y un algoritmo de categorización para permitir la evaluación cuantitativa del deterioro del movimiento espástico en comparación con las evaluaciones clínicas. Los

parámetros consideraron la dependencia de la velocidad durante la evaluación de bíceps y supinador largo durante la extensión activa del codo a diferentes velocidades de movimiento de 15 sujetos sanos y 7 pacientes con deterioro de la función de la extremidad superior debido a la espasticidad. En el estudio también se analizaron movimientos de flexo-extensión de la articulación de codo a velocidad y resistencia al movimiento controladas mediante una máquina de poleas. Los resultados mostraron que el deterioro espástico conduce a una alteración en la correlación entre la activación muscular y la velocidad de movimiento, así como a una alteración de la coordinación muscular de bíceps y supinador largo [32].

Cadena-Vilchis et al desarrollo un sistema electromecánico para la evaluación funcional de la actividad muscular durante el movimiento activo en la articulación del codo basado en un servomotor con un controlador feedforward con el objetivo de imponer resistencia a los movimientos de flexión y extensión de la articulación del codo, para sustituir los sistemas de poleas utilizados en investigaciones anteriores [31] [32] y con ello reducir el tiempo de medición y facilitar el ajuste de la carga durante los experimentos [33]. Aunque fue posible obtener parámetros cinemáticos similares entre sistemas y fue posible reducir el tiempo de medición con el sistema electromecánico se observó la necesidad de mejorar el control con el objetivo de reducir diferencias en control muscular observadas.

Debido a las limitantes anteriormente mencionadas, es altamente necesario un dispositivo y método nuevo para determinar la espasticidad durante el movimiento activo de la persona, en el instante que suceda, lo que permite una mayor facilidad de uso y nuevas y mejoradas aplicaciones relacionadas con la detección, evaluación, monitoreo y tratamiento relacionados con este síntoma.

### **1.3 TRATAMIENTO DE LOS PACIENTES CON ESPASTICIDAD**

En la actualidad no existe cura para la espasticidad, por lo que en este trabajo se propondrá por primera vez un método para inhibir la espasticidad de forma tecnológica. La activación espástica de los músculos por el sistema nervioso central no puede ser inhibida de forma voluntaria ni con ninguna intervención terapéutica o tecnológica. Los objetivos de tratamiento de la espasticidad son mejorar la funcionalidad, la calidad de vida, el confort, facilitar los cuidados y las actividades de la vida diaria, prevenir y tratar complicaciones musculoesqueléticas y mejorar la estética, ver Figura 1-7. La terapia física como el estiramiento y el fortalecimiento combinada con terapia farmacológica ayuda a mejorar el tono muscular en general [34], [35]. Por otro lado la terapia de restricción así como el entrenamiento bimanual han demostrado su efectividad en la rehabilitación activa de los pacientes con parálisis cerebral [5]. Sin embargo, las alternativas anteriores no evitan la aparición de episodios espásticos agudos, los cuales hacen imposible realizar el movimiento en el momento preciso cuando se pretende realizarlo y causan dolor. Las ayudas técnicas en general y las órtesis también son terapias prometedoras para compensar la función de la mano para el desempeño de actividades [5].

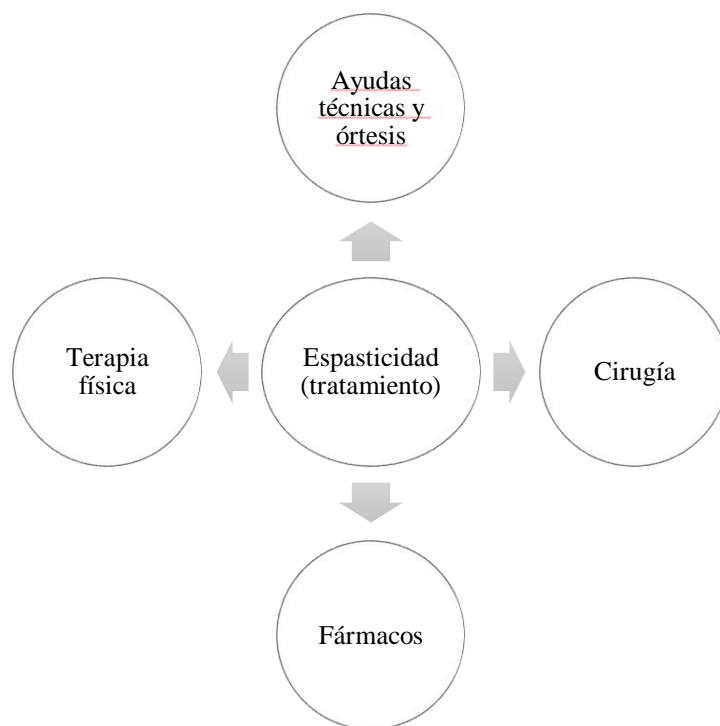


Figura 1-7 Alternativas de tratamiento para pacientes con espasticidad.

### 1.3.1 Ayudas técnicas y Órtesis

La Norma ISO 9999 (UNE EN 29999) define Ayuda Técnica como cualquier producto, instrumento, equipo o sistema técnico, disponible en el mercado, modificado o fabricado especialmente, que es usado para aumentar, mantener o mejorar las capacidades funcionales de los individuos con discapacidad [36].

Las órtesis son ayudas mecánicas usadas de manera externa al cuerpo cuya función es apoyar o modificar las características estructurales y funcionales del sistema musculoesquelético [37] como estabilizar, compensar, inmovilizar, guiar y corregir los miembros de la persona. Las órtesis pueden promover la recuperación al liberar o descargar una parte del cuerpo especialmente en enfermedades crónicas o incurables. Otra de sus funciones es reemplazar en parte una función dañada así como prevenir deformidades [38]. El suministro de órtesis es un proceso que incluye la evaluación de los usuarios, el diseño, la fabricación, el ajuste, la entrega, el mantenimiento, así como servicios relacionados como la terapia [39]. La provisión de órtesis adecuadas ayuda a las personas a ser productivos, independientes, participar en la sociedad, mejorar su calidad de vida, y permitirles disfrutar de sus derechos humanos de forma equitativa [40]. Así las órtesis juegan un papel importante para lograr los objetivos de desarrollo sustentable (ODS) [41][42]. México firmó el acuerdo de la Convención de Derechos de las Personas con Discapacidad por lo que se obliga a facilitar el acceso a dispositivos de asistencia que incluyen las órtesis [43].

Las órtesis forman parte de la lista de "productos de asistencia prioritarios" de la OMS [44] cuyo propósito es promover el desarrollo de este tipo de productos. También existen clasificaciones específicas para las diferentes órtesis como las normas ISO 8549 y 13404 [37], [45], [46].

Existen varios tipos de órtesis, con diferentes diseños, componentes, materiales y técnicas, que van desde los básicos hasta los avanzados, prefabricados o hechos a la medida [39]. Las órtesis básicas proporcionan las funciones y comodidad esenciales al usuario. Están hechas de materiales y componentes simples con costo relativamente bajo. Las órtesis intermedias están hechas de una gama más amplia y avanzada de materiales y componentes, con control de movimiento adicional, diseño geométrico más sofisticado y componentes como actuadores pasivos.

Las órtesis básicas o intermedias de miembro superior actuales son férulas rígidas o semirrígidas para codo realizadas utilizando prendas de lycra, materiales termoplásticos, fibra de vidrio, materiales inflables, pueden incluir articulaciones metálicas bloqueables o mecanismos pasivos para generar fuerzas como resortes y amortiguadores. Sin embargo las órtesis disponibles en la actualidad compensan el desequilibrio muscular y evitan contracturas, pero no evitan la actividad muscular patológica [5], ver Figura 1-8.

Las órtesis avanzadas comparten materiales y componentes con los productos intermedios, pero tienen controles y/o materiales "inteligentes" adicionales y, suelen ser más costosas [39].

Otra categorización de las órtesis es en productos prefabricados y personalizados los cuales abarcan desde órtesis básicas hasta avanzadas. La selección del producto se guía por factores como ajuste, comodidad, función, seguridad, calidad y costo [39]. Los productos prefabricados permiten un ajuste más rápido a un menor costo que los dispositivos hechos a la medida, pero pueden ser menos efectivos. Los productos hechos a la medida son elegidos cuando se requiere un mayor ajuste, función o cuando las alternativas prefabricadas no existen. Los productos hechos a medida también se pueden construir a partir componentes prefabricados.

### 1.3.2 Órtesis robóticas

Dentro de las órtesis avanzadas se encuentran las órtesis robóticas generalmente conocidas como exoesqueletos. Las órtesis robóticas (OR) son dispositivos mecánicos activos antropomorfos, utilizados por el operador y que a través del trabajo en conjunto con los movimientos del usuario, permiten a los pacientes con limitaciones de movilidad mover los brazos p.ej. [47].



Figura 1-8 Izquierda: órtesis pasivas. Derecha: órtesis semiactiva con amortiguador.

Las OR no tienen una definición o clasificación particular dentro de la ISO 9999 y el estándar específico como exoesqueletos se encuentra en desarrollo, por lo que pueden ser clasificados como órtesis en función de las articulaciones o segmentos corporales que apoyan (p.ej. codo) [48]. Actualmente existen múltiples OR disponibles en el mercado, el uso como dispositivo terapéutico de algunos ha sido establecido en revisiones sistemáticas recientes [49], pero no su uso como dispositivo asistencial. Por lo que hace falta evidencia acerca de su efectividad en el corto, mediano y largo plazo [50]. Un ejemplo es el Myopro (Myomo Inc., Cambridge, Massachusetts), el cual detecta la actividad electromiográfica del usuario mediante el registro de electromiografía de superficie (sEMG) y en consecuencia activa un mecanismo de asistencia activa para realizar la flexión o extensión del codo cuando existe una paresia [51], ver Figura 1-9. Sin embargo, ninguno de los sistemas es capaz de predecir o detectar el reflejo espástico antes o durante su aparición, ni evitar que suceda.

#### **1.4 DISEÑO DE ÓRTESIS ROBÓTICAS**

El estándar ISO 9241 sobre ergonomía de la interacción hombre-sistema puede aplicarse al diseño de órtesis robóticas. Aunque el estándar no describe los procesos a usar, describe de manera general los productos a obtener. El estándar centra su atención en conocer las características y objetivos de los usuarios, la actividad (contexto de uso) y las medidas de usabilidad (efectividad, eficiencia y satisfacción), ver Figura 1-10. Conocer las características y objetivos de los usuarios es difícil debido a la variedad de términos empleados para describir los componentes relacionados con el bienestar de los individuos y la falta de un marco conceptual universal.

##### **1.4.1 Requisitos de diseño y seguridad para órtesis robóticas**

Cuatro elementos de diseño caracterizan las órtesis: configuración geométrica (forma y alineación), materiales, resistencia al movimiento y potencia del movimiento. Un mismo producto puede fabricarse de diferentes maneras por lo que el criterio principal para su elección es su adecuación a las necesidades del usuario y el entorno [52].



Figura 1-9 Órtesis robótica Myopro, tomado de [51].



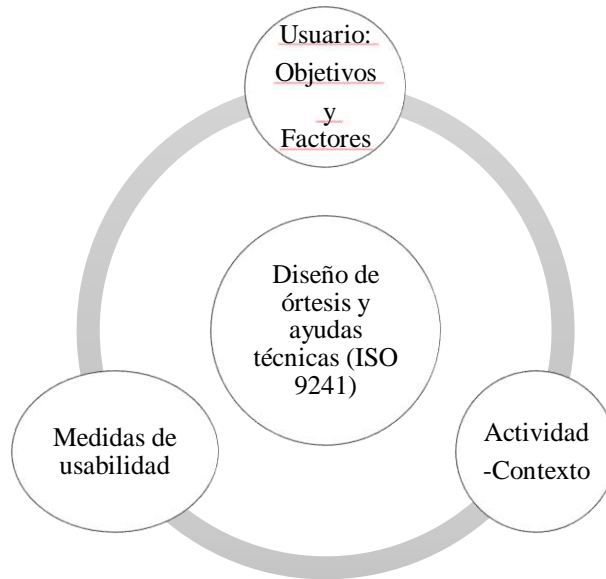


Figura 1-10 Ergonomía de la interacción hombre sistema aplicado al diseño de órtesis y ayudas técnicas.

La adecuación de las órtesis puede considerarse desde tres perspectivas principales: aceptabilidad por parte de los usuarios, viabilidad económica e idoneidad técnica [52]. Para encontrar la viabilidad económica se debe buscar continuamente en el mercado para encontrar las opciones más rentables, considerando calidad, durabilidad y disponibilidad.

Los componentes y materiales que forman parte de las órtesis deben pasar pruebas estructurales y clínicas para determinar la resistencia, durabilidad, vida útil y biocompatibilidad de componentes y productos. Las pruebas estructurales se llevan en el laboratorio de acuerdo con procedimientos estandarizados algunos establecidos en normatividad internacional como las normas ISO [40]. Esto permite comparaciones entre componentes, para obtener información sobre su calidad y rentabilidad. Las pruebas de campo clínicas deben complementar las pruebas estructurales para determinar la resistencia, durabilidad, funcionalidad, seguridad y efectividad en uso normal [39]. Las pruebas clínicas deben seguir principios éticos y estándares científicos nacionales e internacionales para garantizar la confiabilidad de los resultados. De esta forma la evaluación, especialmente para el desarrollo de nuevas tecnologías es un paso fundamental para lograr la comercialización.

Algunos requisitos para órtesis robóticas son portabilidad, durabilidad, facilidad de mantenimiento/ reparación / limpieza, efectividad, operabilidad, confortabilidad, aceptabilidad, confiabilidad, seguridad, alta compliance, capacidad para desarrollar potencia y fuerza, naturalidad de movimiento, reversibilidad, ligereza, forma delgada, bajo costo, modularidad, compatibilidad ambiental, estabilidad, límites de rango de movimiento, velocidad y fuerza [53]. La seguridad es fundamental en el diseño mecánico y del sistema de control dispositivos robóticos. No existen estándares de seguridad específicos para órtesis robotizadas. El único estándar disponible es el ISO 13482 que se refiere a los exoesqueletos portátiles y podría utilizarse como un conjunto inicial de pautas para la identificación y evaluación del riesgo en dispositivos robóticos portátiles [54].

Una estrategia para garantizar la seguridad del dispositivo es la inclusión de mecanismos pasivos y activos de mitigación del riesgo [55]. Los mecanismos pasivos incluyen topes mecánicos para limitar el rango de movimiento, límites intrínsecos de fuerza / par, circuitos eléctricos con toma de tierra y fusibles apropiados, e interruptores para desactivar manualmente el dispositivo [55]. Los mecanismos de seguridad activos incluyen configuración de dependiente y límites de rango de movimiento, sensores redundantes para monitorear el estado del sistema para identificar fallas del controlador, actuador o sensor y, si es necesario, aplicación de modos de "comportamiento seguro" al controlador para hacer que las articulaciones sean rígidas o compliantes, alertar al usuario y proporcionar medios para restablecer el dispositivo [55]. Se debe prestar especial atención a las fallas reportadas en la literatura tales como salidas inapropiadas del controlador debido a la mala interpretación del intento del usuario o entradas inválidas del sensor, interacciones inestables con el usuario y el ambiente, fallas de actuación debido a la sobrecarga / saturación del actuador, falla de un sistema inactivo para lograr su estado deseado, fallas de energía debido a una pérdida de potencia para el actuador o el controlador, y fallas del controlador debido a errores de software o recursos computacionales sobrecargados [55].

#### **1.4.2 Requisitos de diseño referentes a las características físicas y funcionales del usuario**

Las órtesis robóticas deben apoyar el movimiento de la persona durante la realización de sus actividades cotidianas, por ello es importante conocer los detalles de la funcionalidad del usuario. Como características de funcionalidad de la articulación del codo pueden mencionarse la velocidad de movimiento articular, par y potencia de flexión y extensión de la articulación. Algunas de estas características han sido estudiadas de manera aislada en diferentes poblaciones en diversas investigaciones con diferentes fines, ver Tabla 1-II. En ocasiones es difícil encontrar valores de referencia en niños o en poblaciones con discapacidad, sin embargo, las mediciones de adultos o niños sanos pueden servir como referencia para establecer rangos máximos de funcionalidad. Resultado del análisis de datos publicados en investigaciones anteriores se puede apreciar que los sujetos con alteraciones neurológicas, como los niños con parálisis cerebral, muestran valores de velocidad y par articular más bajos que sus contrapartes sin estas alteraciones [56]. En general se aprecia que los valores de par articular máximo generable disminuyen a medida que incrementa la velocidad del movimiento articular, mientras que los valores de potencia máxima generable aumentan [57] [58].

En cuanto a las características físicas se definen 4 medidas de interés para el diseño de la órtesis robótica, las cuales son: longitud del brazo, longitud del antebrazo, circunferencia del brazo y circunferencia del antebrazo. Datos de referencia de algunas de estas medidas pueden encontrarse para población infantil mexicana [59] o población infantil en general [60]–[62], ver Tabla 1-III.

Para obtener parámetros mínimos y máximos dentro del rango de edad de niños y adultos (8 a 24 años), los datos de referencia fueron aproximados mediante una regresión lineal y los rangos mínimos y máximos fueron calculados con un intervalo de confianza del 99%. Las regresiones lineales y los datos calculados se añadieron a la tabla de valores de referencia, ver Tabla 1-III.

Tabla 1-II Características funcionales de la articulación de codo de niños y adultos sanos y con alteraciones neurológicas y psicológicas.

	Niños con desarrollo típico	Niños con Parálisis cerebral	Adultos Sanos	Adultos con retraso mental <sup>#</sup>
Rango de edad	10 (4-17) [63], [64]	12.5 (8-18) [56], [65]– [68]	24.2±3.4 [57]	24.1±3.6 [57]
Velocidad máx. de codo [°/s]	2353 <sup>§</sup> [69]	270 [58]	2392 <sup>§</sup> [69]	ND
Par de flexión del codo (Nm)	26.1 (3.9-75.4) [63]	14.9 (2-26.5) [56], [65]– [68]	73.34±16.39* 69.07±15.88+ [57]	43.11±10.38* 38.58±13.82+ [57]
Potencia de flexión de codo (W)	ND	ND	m=41.08±10.99* m=58.31±13.64+ [57]	24.23±7.05* 31.46±11.65+ [57]
Par de extensión de codo (Nm)	18.2 (4.4-49.8) [63]	9.92 (4-31.1) [56], [65]– [67]	77.04±17.78* 70.35±16.42+ [57]	50.62±15* 43.70±16.62+ [57]
Potencia de extensión de codo (W)	ND	ND	43.69±10.89* 60.54±11.75+ [57]	28.23±8.75* 35±13.67+ [57]
Se reporta promedio± desviación estándar y rango (mínimo-máximo) con [referencias]; ND: no disponible; <sup>#</sup> coeficiente intelectual (IQ) <60; *@60°/s [57]; +@90°/s [57]; <sup>§</sup> lanzamiento de baseball				

Información antropométrica acerca de masa, centro de masa y momento de inercia de los segmentos de brazo y antebrazo es escasa encontrándose reportes en población adulta principalmente [70], ver Tabla 1-IV.

Tabla 1-III Medidas antropométricas de referencia (longitud de brazo, longitud de antebrazo, circunferencia brazo, circunferencia antebrazo), ajustes lineales de rangos de referencia y cálculo de mínimo y máximo dentro del rango de edad de 6-24 años con un intervalo de confianza del 99%..

Edad [años]	Longitud brazo [cm] [59]	Longitud antebrazo [cm] [59]	Circunferencia brazo [cm] [59]	Circunferencia antebrazo [cm] [60]–[62]
8	24	19.1	23.7	18.7
19-24	32.8	24.6	32.4	24.9
Ajuste lineal de datos de referencia $y = mx + b$				
m	0.9(0.7,1.2)	0.6(0.3,0.8)	0.8(0.7,1.0)	0.6(0.5,0.8)
b	18.2 (14.7,21.7)	15.6(12.3,18.8)	17.8(15.9,19.7)	13.9(12.4,15.49)
R <sup>2</sup>	0.86	0.76	0.95	0.94
RMSE	1.36	1.25	0.74	0.60
Mínimo y máximo dentro del rango de edad de 8-24 años con un intervalo de confianza del 99%				
Min	21	16	22	17
Max	40	31	37	28

Tabla 1-IV Datos antropométricos de longitud, circunferencia, masa, centro de masa y momento de inercia para adultos tomado de [70].

Edad [años]	Total	Brazo	Antebrazo
Longitud [cm]	179.9±70.8	36.6±14.4	ND
Circunferencia [cm]	NA	31.2±12.3	30.1±11.8
Masa [kg]	82.2	2.5	1.45
Ubicación del centro de masa [cm] respecto a la articulación proximal	NA	14.9±5.9	11.5±4.5
Momento de inercia [g-cm <sup>2</sup> x 10 <sup>3</sup> ]	NA	X(frontal)= 41.7(125.4) Y(Medial)= 51.2(133.7) Z(cefálico)=29.2(25.8)	X(frontal)= 93.9(83.1) Y(Medial)= 95.6(84.6) Z(cefálico)=14.2(12.6)
Sujetos americanos 40 años; NA: no aplica; ND: no disponible			

### **1.4.3 Requisitos de diseño referentes a las características de la actividad y usabilidad**

Como se mencionó anteriormente la afectación del miembro superior es frecuente en niños con parálisis cerebral espástica. Aunque existen varias escalas clínicas para evaluar la funcionalidad de las extremidades superiores, éstas no están dirigidas para realizar la evaluación de una ayuda técnica. Algunos estudios han intentado relacionar pruebas clínicas con capacidades funcionales. Por ejemplo, Romero-Ávila encontró una relación entre los resultados del dominio de movilidad de la Prueba Adaptativa Computacional del Inventario de Evaluación Pediátrica de Discapacidad (PEDI-CAT) [71] con el rango de movimiento de la flexión del codo [72]. Como parte de este trabajo se propone una batería de evaluación funcional de la articulación de codo que sirva tanto para recopilar información relevante para diseñar la órtesis como para ayudar a evaluar su uso [73]. La batería se basa en las escalas clínicas validadas existentes y en el punto de vista de profesionales, pacientes y cuidadores de niños que sufren de parálisis cerebral. Para la propuesta de esta batería se utiliza la Clasificación Internacional de Funcionalidad y Salud (ICF) [74] como marco de referencia. La propuesta de esta batería se realizó con base en una revisión de la literatura para identificar las categorías más relevantes con componente de actividades y participación para niños con parálisis cerebral espástica, así como aquellos referentes a la funcionalidad del miembro superior, ver Figura 1-11. Se revisaron cinco de treinta y siete artículos, incluidos dos estudios originales y tres revisiones. Se descartaron todas aquellas categorías no directamente relacionadas con la funcionalidad de la extremidad superior. Así se identificaron diez categorías de cuatro dominios de actividades y participación. Después se realizó una segunda revisión de la literatura para encontrar escalas clínicas dirigidas a evaluar las categorías anteriormente identificadas. Se revisaron 33 escalas las cuales se ordenaron de mayor a menor cobertura de categorías seleccionadas. En un proceso secuencial se descartaron escalas con cobertura de categorías repetida hasta obtener un conjunto mínimo de escalas con la máxima cobertura de categorías. De esta forma se seleccionó un conjunto de seis escalas. Las evaluaciones funcionales se categorizaron de acuerdo con las categorías anteriores. Después de un análisis de uso y viabilidad realizado por un grupo de cuatro expertos en el área, se seleccionaron seis maniobras funcionales que abordan cinco categorías de segundo nivel de tres dominios de actividades y participación: 1) levantar un objeto con una mano por debajo del nivel del hombro (uso fino de la mano de movilidad), 2) colocar un objeto con ambas manos sobre la cabeza (uso fino de la mano de movilidad), 3) arrojar un objeto (uso de manos y brazos de movilidad y, deportes de recreación y ocio), 4) usar un cuchillo para cortar comida ( comer de autocuidado), 5) Agarrar y beber de un vaso (beber de cuidado personal), 6) martillar (Juego y deportes de recreación y ocio). Para levantar el objeto con una mano por debajo del nivel del hombro, el individuo inicia el movimiento en posición anatómica de referencia de pie, toma el objeto mediante un asa y lo levanta mediante abducción del hombro. Para colocar un objeto con ambas manos sobre la cabeza el individuo recibe el objeto a nivel de la cintura utilizando ambas manos y lo eleva hasta superar una marca por encima de su hombro donde lo suelta y entrega al evaluador. Para arrojar un objeto el individuo estira la mano a la altura del hombro para recibir el objeto, prepara el lanzamiento mediante flexión del codo y lanza el objeto mediante extensión de codo y rotación de hombro. Para el uso de un cuchillo para cortar comida el individuo utiliza cuchillo en la mano bajo registro y tenedor en la mano contralateral para cortar una galleta en trozos pequeños. Para agarrar y beber de un vaso, el individuo sujeta y lleva el vaso a la altura de su boca para beber de él.

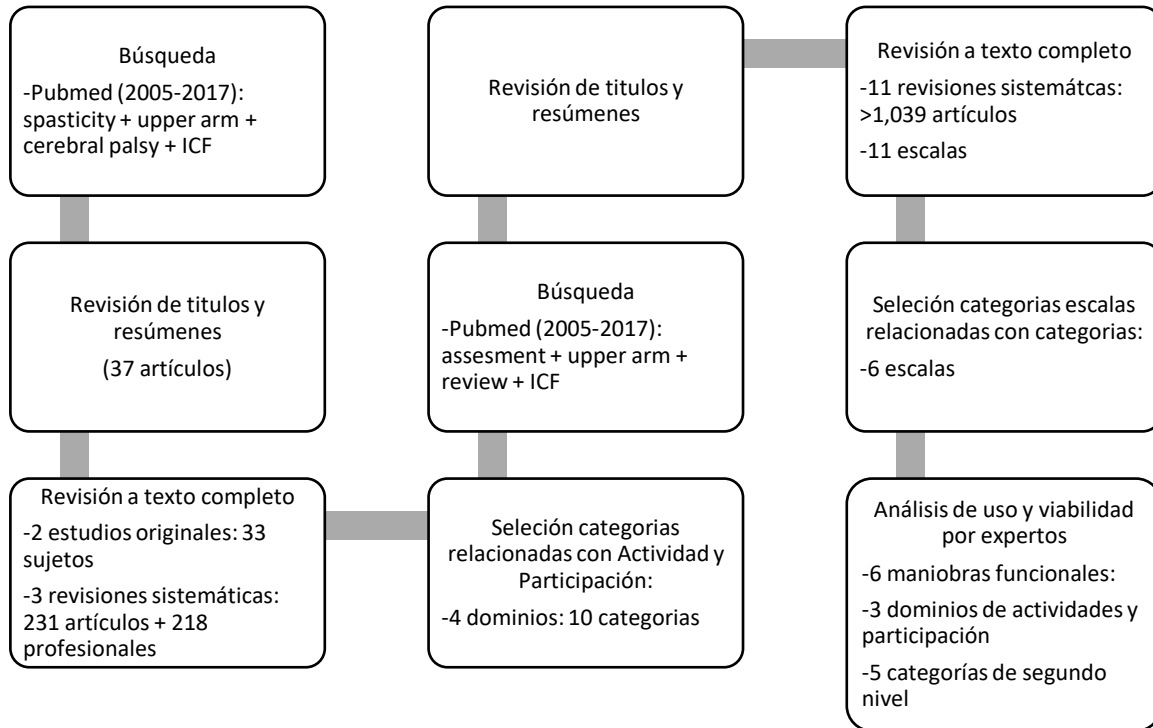


Figura 1-11 Diagrama de flujo de proceso de propuesta de batería de evaluación funcional de la articulación de codo.

Para martillar el individuo sujeta un martillo con el que golpeará 8 cilindros de madera tratando de sincronizar los golpes con un temporizador a 4 velocidades diferentes (60, 90, 120 golpes por minuto y tan rápido como le sea posible).

#### 1.4.4 Regulación de Órtesis Robóticas

Las órtesis básicas, intermedias o personalizadas son realizadas por especialistas generalmente ortesistas, que certifican la función y seguridad de los dispositivos. Adicionalmente los dispositivos prefabricados o las órtesis avanzadas deben diseñarse y fabricarse para cumplir con la ley de dispositivos médicos aplicadas por las agencias reguladoras como la Comisión Federal para la Protección contra Riesgos Sanitarios (COFEPRIS) en México, la Administración Federal de Medicamentos (FDA) en Estados Unidos, la Agencia Europea de Medicamentos (EMA). En México no existen muchos datos respecto al desarrollo de dispositivos médicos, pero según la FDA, la mayoría de los nuevos dispositivos médicos no alcanzan la aprobación clínica y la entrada en el mercado, lo que requiere de 2 a 3 años y de 10 a 20 millones de dólares para pruebas preliminares rigurosas [2]. Como requisito indispensable todos los dispositivos médicos deben estar diseñados y fabricados para disminuir los riesgos del usuario, que incluyen contaminantes externos expuestos al tejido humano y la radiación emitida por la electrónica [75]. Los diseñadores y fabricantes deben emplear una gestión de riesgos que implique identificar, comprender y prevenir condiciones peligrosas para garantizar la seguridad y la eficacia de los dispositivos. Si un dispositivo médico es nuevo requerirá de una etapa de validación, que involucra la recolección de datos del usuario o ensayos clínicos y que es indispensable para obtener la

aprobación regulatoria. En consecuencia, las evaluaciones clínicas y las pruebas de campo para nuevos dispositivos deben implementarse en la etapa de desarrollo del producto, para investigar posibles fallas del dispositivo y aumentar el éxito de comercialización. Todos los productos deben cumplir con una evaluación de conformidad que es un examen sistemático sujeto requisitos específicos de las autoridades reguladoras para acreditar la seguridad y el rendimiento de los dispositivos. Existen reglas de clasificación que deben considerarse desde el diseño y la fabricación, como el nivel de invasividad y la toxicidad potencial para la salud humana. Las tres agencias reguladoras tienen clasificaciones similares de riesgo: Clase I (bajo riesgo) a Clase III (alto riesgo) [3,4,12]. Las órtesis robóticas tienen más probabilidades de caer en la Clase II, o incluso en la Clase III, lo que requiere procedimientos estrictos para la aprobación reglamentaria [13-15].

Los requisitos regulatorios para dispositivos médicos incluyen la definición de la intención de uso, normas aplicables, clase, conformidad con estándares, sistema de aseguramiento de la calidad. La intención de uso del dispositivo incluye su propósito médico, posibles pacientes, diagnósticos y partes del cuerpo para usarse, el principio físico de funcionamiento del dispositivo, los potenciales usuarios y ambientes. Las normas aplicables de dispositivos médicos en México se definen por la ley general de salud, el reglamento de insumos para la salud, las normas oficiales mexicanas y la Farmacopea de los Estados Unidos Mexicanos (FEUM). Entre las normas aplicables a dispositivos médicos se incluyen la norma sobre ejecución de proyectos de investigación en seres humanos (NOM-012-SSA3-2012), los criterios para la clasificación de dispositivos médicos con base en su nivel de riesgo sanitario (Apéndice II FEUM), la norma de buenas prácticas de manufactura (NOM-241-SSA1-2012), la cual corresponden parcialmente a los estándares internacionales sobre sistema de gestión de calidad para dispositivos médicos (ISO 13485) y el sistema de gestión de calidad (ISO 9000). Además de estas normas existen ciertos estándares que pueden ser aplicables a cada dispositivo en particular como la norma para equipo electro médico NMX-I-J-60601-1-NYCE-ANCE-2017 correspondiente a la norma IEC 60601, gestión de riesgo de dispositivos médicos ISO 14971 y usabilidad de dispositivos médicos (IEC 62366). La clasificación del riesgo sanitario de los dispositivos médicos es la siguiente: 1) bajo riesgo son insumos conocidos en la práctica médica, con seguridad y eficacia comprobadas, que generalmente no se introducen al organismo (Clase I y IA), 2) mediano riesgo son insumos conocidos en la práctica médica que pueden tener variaciones en su elaboración (clase II) y 3) alto riesgo son insumos recientemente aceptados en la práctica médica (clase III). Dependiendo de la clasificación del dispositivo se aplica un procedimiento de conformidad. Los dispositivos clase III requieren de investigaciones clínicas, excepto si se puede demostrar equivalencia de requisitos de seguridad y funcionamiento relevantes del nuevo dispositivo con otro dispositivo comercial. Consecuentemente el producto se debe desarrollar de acuerdo con el sistema de gestión de calidad creando la documentación técnica adecuada.

#### **1.4.5 Suministro de órtesis**

El suministro de órtesis incluye la prescripción, fabricación, otorgamiento y mantenimiento de las órtesis. En Europa y Estados Unidos se cuenta con modelos de suministro de órtesis y ayudas técnicas bien establecido donde los dispositivos son otorgados a partir de una clasificación de dispositivos tomando en cuenta la enfermedad y nivel de funcionalidad del paciente. En dichos modelos de suministro, uno o varios profesionales de la salud establecen un diagnóstico del estado de salud y funcionalidad del paciente y la prescripción de la ayuda

requerida. Posteriormente el paciente obtiene la ayuda mediante su aseguradora. Este tipo de modelo también es usado por aseguradoras privadas en México. En nuestro país existe un suministro de órtesis más fragmentado donde la órtesis que se recibe depende de la experiencia y gusto tanto de los diferentes profesionales de la salud como del paciente. En el caso de los modelos de suministro estructurados para que una órtesis pueda ser suministrada es necesario que cuente con un número de registro como dispositivo médico y sea prescrita y realizada por un profesional certificado.

#### **1.4.6 Estado del arte y Estado de la Técnica de de Órtesis Robóticas**

La investigación de órtesis robóticas y exoesqueletos ha experimentado un rápido crecimiento, como lo demuestra el aumento de solicitudes de patente y publicaciones. En Pubmed el número de publicaciones paso de 70 entre 2000-2009 a 743 entre 2010-2019 [76]. En IEEE Xplore el número de publicaciones aumentó de 24 entre 2000-2009 a 254 entre 2010-2019 [77]. El número de solicitudes de patente aumento de 345 entre 2000-2019 a 581 entre 2010-2019. El 30.45% de estas solicitudes fue concedido. Los principales solicitantes son el Instituto Tecnológico de Massachusetts (MIT), regentes de la universidad de california y Ekso Bionics Inc. en las categorías de dispositivos para diagnostico e identificación (A61B), dispositivos protésicos no implantables (A61F) y aparatos para terapia física (A61H) [78]. Ekso Bionics Holdings, Inc. diseña, desarrolla y vende exoesqueletos para su uso en los mercados sanitario, industrial y militar de América del Norte, Europa, Oriente Medio y África. La compañía opera a través de los segmentos EksoHealth y EksoWorks. En EksoWorks, tiene EksoVest que es un exoesqueleto de la parte superior del cuerpo que eleva y sostiene los brazos de un trabajador para ayudarlo con tareas que van desde la altura del pecho hasta la parte superior. Es liviano y de bajo perfil, lo que lo hace cómodo de usar en todas las condiciones y permite la libertad de movimiento [79]. La compañía tiene un acuerdo de licencia con Lockheed Martin Corporation, Regentes de la Universidad de California y Garrett Brown, así como con OttoBock Healthcare Products GmbH. La compañía fue fundada en 2005 y tiene su sede en Richmond, California. Las ganancias de la compañía han pasado de 2,947,000 dólares en 2016 a 6,399,000 dólares en 2019 [80].

### **1.5 OBJETIVO GENERAL**

El objetivo de este trabajo es el desarrollo de una órtesis robótica que pueda predecir y prevenir la aparición del reflejo espástico durante movimientos activos en codo de niños con parálisis cerebral.

#### **1.5.1 Objetivos específicos**

- Desarrollar y validar algoritmos para predecir la ocurrencia de espasticidad a partir de las señales de electromiografía de superficie sEMG.
- Controlar mediante la órtesis robótica la velocidad del movimiento articular del individuo de tal manera que se inhiba la espasticidad relacionada, y evite el aumento patológico del reflejo de estiramiento dependiente de la velocidad.
- Caracterizar coordinación muscular normal y patológica relacionada con presencia de espasticidad individuos pediátricos.
- Obtener y caracterizar patrones de coordinación muscular de pacientes con espasticidad y voluntarios sanos.



- Establecer especificaciones de diseño para la órtesis robótica, tomando en consideración características de los pacientes y de usabilidad.
- Desarrollar prototipo de órtesis robótica.
- Diseñar estrategias para el control de la velocidad de movimiento mediante el monitoreo en línea de la activación muscular mediante electromiografía de superficie (sEMG).
- Desarrollo, integración y evaluación de las estrategias de control en el prototipo de órtesis robótica.
- Evaluar experimentalmente el prototipo de la órtesis robótica.

## **1.6 PRESENTACIÓN DE METODOLOGÍA Y ESTRUCTURA DEL TRABAJO**

El presente trabajo es parte del proyecto binacional México-Alemania “**Smart** orthotic device to improve **Movement** capacity of patients suffering from spasticity” con acrónimo SmartMove, financiado por el Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología de México (CONACyT) y el Ministerio Federal Alemán de Educación e Investigación (BMBF) con número de registro CONACYT-FONCICYT -267734. Para el desarrollo de este proyecto se creó un consorcio integrado por el Departamento de Control Automático (DCA) del CINVESTAV (CINVESTAV, México), la Subdirección de Investigación Tecnológica (SIT), la División de Rehabilitación Pediátrica (DRP), el Laboratorio de Órtesis y Prótesis (LOP) y, el laboratorio de Análisis de Movimiento Humano (LAMH) del Instituto Nacional de Rehabilitación Luis Guillermo Ibarra Ibarra (INR-LGII México), el Departamento de Ingeniería de Rehabilitación y Prevención (RPE) de la Universidad RWTH Aachen (RWTH, Alemania) y la empresa DIERS (DIERS, Alemania). En la realización de este trabajo se realizaron múltiples actividades que se agruparon en los capítulos en los que se divide este documento. Cada conjunto de actividades tiene una metodología muy particular que incluye desde revisión documental, diálogo con expertos y usuarios, estudio clínico funcional y biomecánico de individuos, procesamiento y análisis de datos, diseño y desarrollo de algoritmos, desarrollo e implementación de estrategias de control, así como diseño, desarrollo, evaluación e integración del prototipo de la órtesis robótica. Cada capítulo explica la metodología utilizada para obtener los resultados mostrados. A continuación, se realiza un breve resumen de los métodos por capítulo.

El capítulo de modelado y caracterización trata de caracterizar la dinámica del movimiento activo de la articulación de codo y de la coordinación muscular normal y patológica de individuos pediátricos sanos e individuos con parálisis cerebral espástica. En este capítulo se explora el uso de herramientas computacionales para modelado neuromusculoesquelético para obtener la coordinación muscular y se comparan los resultados con evaluaciones funcionales reales en niños sanos y con espasticidad. En esta sección se proponen y aplican técnicas para adquisición y procesamiento de señales biomecánicas y se aplican algoritmos reportados en la literatura para detectar espasticidad durante movimiento activo. Las evaluaciones funcionales en condiciones de laboratorio se desarrollaron junto con el INR-LGII mediante la elaboración y aprobación del protocolo para medición de la coordinación muscular de los pacientes con espasticidad en condiciones de laboratorio ante el Comité de Ética y el Comité de Investigación del INR-LGII (protocolo INR09/17), así como en el desarrollo de una base de datos de patrones de coordinación muscular de pacientes y voluntarios sanos,

El capítulo de predicción de espasticidad presenta el desarrollo de un método para detectar incremento en la actividad muscular dependiente de la velocidad asociado a la presencia de espasticidad mediante la comparación contra límites obtenidos de la población de individuos sanos. Aquí se analiza la sensibilidad del método para detectar cambios asociados con la condición de salud, y las condiciones en las que se obtuvo la información a analizar. La validez de los resultados del método desarrollado se explora analizando las características clínicas y del movimiento en los individuos e instantes de tiempo detectados. en comparación con los datos clínicos. En esta misma sección se proponen métodos utilizando regresiones lineales para predecir los incrementos de actividad muscular dependiente de la velocidad más allá del límite normal antes de que sucedan.

El capítulo de desarrollo de la órtesis aplica conceptos de diseño centrado en el usuario para definir y ponderar requisitos de diseño. En esta sección se proponen los dispositivos utilizados para la realización del prototipo, incluyendo el sistema mecánico, de percepción, de control y la interfaz con el usuario. Aquí se propone y analiza el modelo del dispositivo y su controlador, se realiza la identificación de los parámetros del prototipo realizado y se analiza la estabilidad del sistema acoplado al usuario. Se proponen estrategias de control bio cooperativo en base a un control de fuerza – velocidad. El análisis teórico es validado con resultados experimentales realizados en un voluntario. Las especificaciones y el desarrollo de la órtesis fueron desarrollada en conjunto con el INR-LGII. La detección de activación muscular y la predicción de la espasticidad se desarrollaron en conjunto con el RPE.

El capítulo de integración presenta la integración del sistema físico y el software del prototipo. Se presenta el desarrollo de la interfaz de usuario describiendo su funcionalidad asociada y se realiza la evaluación de la integración de las estrategias de control bio cooperativo y la detección y predicción de espasticidad auxiliada por el monitoreo en línea de la activación muscular mediante sEMG. Finalmente se evalúa mediante experimentación en un voluntario sano y mediante simulación en datos de individuos con espasticidad la mejora en la capacidad de movimiento del usuario.

Algunas de las actividades adicionales destacadas dentro del desarrollo de este proyecto fueron desarrollo de 3 mini-simposios para presentación e intercambio de información con expertos de diferentes disciplinas (ingenieros, médicos, terapeutas, y empresarios); apoyo y capacitación de Investigadores Jóvenes (ECIs) de Alemania y México y; creación de alianzas para darle continuidad al desarrollo.

# 2 MODELADO Y CARACTERIZACIÓN

---

## 2.1 MODELADO NEUROMUSCULOESQUELÉTICO COMPUTACIONAL

El modelado neuromusculo-esquelético computacional se ha utilizado para extraer el componente reflejo de la espasticidad [22] [23] durante la detección cuantitativa de espasticidad en movimiento pasivo así como para estimar las contribuciones debidas a la espasticidad en el movimiento activo principalmente en miembros inferiores y durante movimientos altamente estereotipados como la marcha [30] [27].

Hoy en día hay disponibles varias plataformas de software para realizar modelado neuromusculo-esquelético computacional como OpenSim (National Center for Simulation in Rehabilitation Research, USA)[81], [82] y MSMS (University of Southern California, USA)[83]. Aunque los conceptos fundamentales de estas plataformas de software son similares, existen discrepancias de implementación que pueden arrojar resultados diferentes y que deben ser evaluadas. Así se propone la evaluación de estas diferencias mediante la implementación y comparación de los resultados de la simulación de modelos de referencia en diferentes plataformas [84][85], [86]. De esta forma se implementó en el software MSMS una versión simplificada del modelo de referencia para miembro superior MoBL ARMS elaborado en OpenSim [84]. El modelo MoBL ARMS tiene 7 segmentos rígidos y 7 articulaciones para representar la dinámica del hombro, codo y muñeca con 7 grados de libertad. El modelo MoBL ARMS incluye restricciones articulares sobre la cinemática del movimiento. El modelo MoBL ARMS modela 32 músculos mediante 50 actuadores tipo Hill usando el modelo muscular dinámico de Schutte. El modelo muscular considera parámetros como relación longitud - fuerza muscular, relación esfuerzo-fuerza tendinosos, longitud de fibra óptima, fuerza isométrica pico, ángulo de penetración, fuerza muscular pico y trayectos musculares. Los trayectos musculares del modelo MoBL ARMS se definen tomando en consideración restricciones anatómicas impuestas por los huesos y músculos representadas mediante puntos fijos, puntos móviles sobre trayectos definidos y puntos sobre superficies envolventes, ver Tabla 2-I.

Para realizar la versión simplificada se tomaron en cuenta únicamente los músculos y segmentos de las articulaciones del hombro y codo [87]. En total se modelaron 5 segmentos rígidos, 5 articulaciones con 5 grados de libertad. No se utilizaron restricciones anatómicas. Se modelaron 12 músculos mediante 21 actuadores tipo Hill combinando el modelo muscular dinámico de Schutte con el músculo virtual de Cheng propio de MSMS, ver Tabla 2-II, Tabla 2-III y Figura 2-1.

Tabla 2-I Parámetros musculares tomados de [84].

Tipo de Reclutamiento	Unidades Naturales	Tipo de Fibra	Lenta	Rápida
Tipos de Fibras	2 (Lenta y rápida)	Relación fuerza-longitud (FL)		
PCSA fraccional por tipo de fibra	[0.4 0.6]	FL_omega	1.12	0.75
Unidades motoras por tipo de fibra	[1 1]	FL_beta	2.3	1.55
Método de Agregación	Geométrico	FL_rho	1.62	2.12
Incremento fraccional en PCSA	0.001	Relación fuerza-velocidad (FV)		
Excitación reclutamiento Max [Ur]	0.8	Vmax	-7.88	-9.15
Tensión específica [N/cm <sup>2</sup> ]	31.8	cV0	5.88	-5.7
Longitud sarcómero óptima [μm]	2.7	cV1	0	9.18
Viscosidad (parte de FPE1)	0.01	aV0	-4.7	-1.53
Velocidad de contracción máx.	10	aV1	8.41	0
Elemento elástico paralelo (FPE1)		aV2	-5.34	0
C1	23	aF	0.56	0.56
K1	0.046	nf0	2.1	2.1
LR1	1.17	nf1	5	3.3
Compresión de filamentos gruesos (FPE2)		Decaimiento (S)		
C2	-0.02	AS1	1	1.76
K2	-21	AS2	1	0.96
LR2	0.7	TS [ms]	1	43
		Producción (Y)		
		cY	0.35	0
		VY	0.1	1
		TY [ms]	200	1

Tabla 2-II. Resumen de modelo de referencia MoBL ARMS en OpenSim y modelo de miembro superior implementado en MSMS.

Nivel Articular	Modelo MoBL ARMS	Modelo Miembro Superior (MS)
Plataforma	OpenSim (Stanford, EUA)	MSMS (USC, EUA)
Segmentos Rígidos	Esternón, clavícula, escápula, humero, radio, cúbito, carpo, metacarpo	Esternón, clavícula, escápula, humero, radio, cúbito
Grados de libertad	7	5
Cinemática articular	Restricciones (fuerzas y momentos)	Ninguna
Músculos	32	12
Actuadores musculares tipo Hill	50	21
Modelo Muscular	Schutte	Schutte + Músculo Virtual

Tabla 2-III Parámetros musculares tomados de [84].

	Fuerza isométrica máx.	Longitud de fibra óptima	Longitud del tendón	Ángulo de penación
Deltoides*	1218.9	9.76	9.3	0.38
Pectoral mayor	444.3	14.42	0.28	0.29
Supraespinoso	499.2	6.82	3.95	0.12
Dorsal Ancho	290.5	25.4	12	0.43
Coracobraquial	208.2	9.32	9.7	0.47
Tríceps	771.8	13.4	14.3	0.2
Supinador	379.6	3.3	2.8	0
Bíceps	525.1	11.57	27.23	0
Braquial anterior	1177.37	8.58	5.35	0
Supinador largo*	276	17.26	13.3	0
Pronador redondo	557.2	4.92	9.8	0.17
Pronador cuadrado	284.7	2.82	0.5	0.17

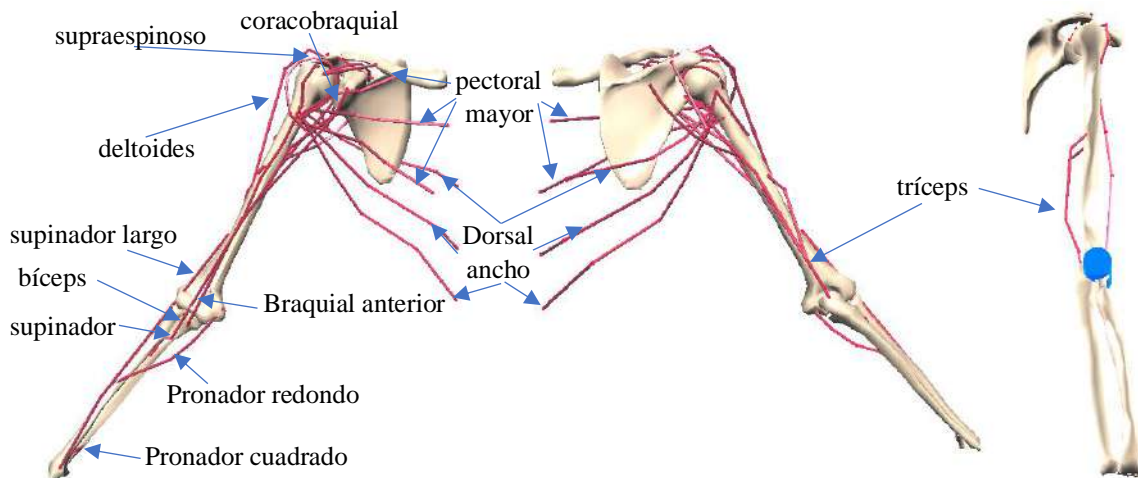


Figura 2-1 Modelo musculo-esquelético de hombro y codo que consta de 5 segmentos rígidos unidos con 7 grados de libertad. Doce músculos están representados por 21 actuadores musculares. Izquierda: vista anterior, central: vista posterior, derecha: detalle de la vista lateral de la definición del trayecto muscular para el tríceps usando puntos estáticos, móviles y de envoltura, tomado de [87].

La cantidad de fuerza producida por un músculo depende de factores como la frecuencia de activación de las unidades motoras, número de unidades motoras activadas, longitud y velocidad de contracción del músculo. El software MSMS utiliza un modelo de músculo virtual donde cada elemento de las ecuaciones para el modelado tiene correspondencia con los parámetros fisiológicos de la contracción muscular [88], ver Figura 2-2.

Se utilizaron los mismos parámetros musculares a excepción de las restricciones de los trayectos musculares de tipo envolvente.

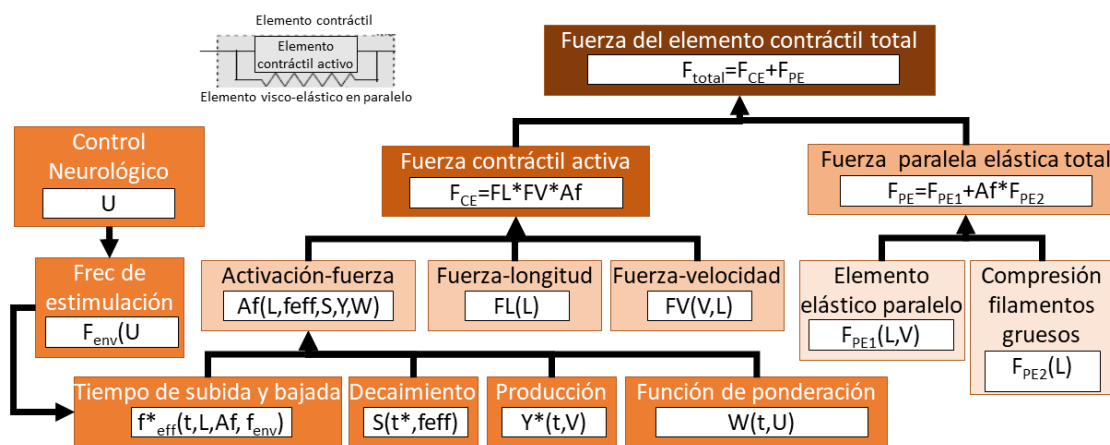


Figura 2-2 Esquema de los elementos de las ecuaciones de modelado neuromusculo-esquelético del modelo del músculo virtual empleado por el software MSMS, modificado de [88].

Para estimar las diferencias entre plataformas se calculó la correlación ( $R$ ) y el error cuadrático medio (RMSE) de la estimación de la longitud del fascículo muscular y de la fuerza activa de las fibras musculares durante la simulación de dos movimientos mono articulares con rango de movimiento completo de las articulaciones de hombro y codo entre las dos plataformas de software. La correlación obtenida fue alta ( $R > 0.95$ ). El error obtenido fue pequeño tanto para la longitud del fascículo muscular ( $RMSE \leq 0.0037$ ) como para la fuerza muscular activa ( $RMSE \leq 22.01$ ) [87], ver Figura 2-3, Figura 2-4 y Tabla 2-IV.

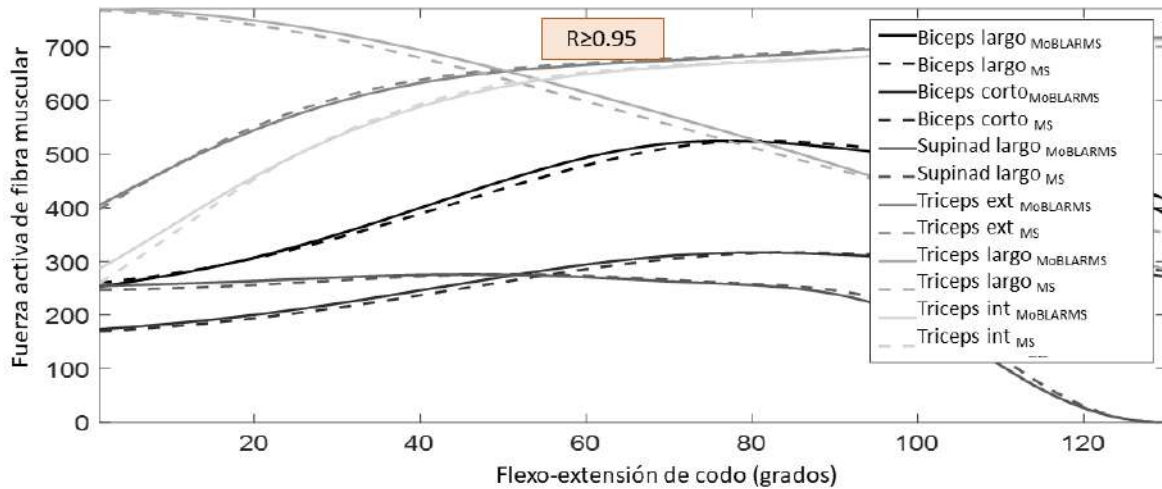


Figura 2-3 Comparación de resultados de fuerza activa de fibra muscular entre modelos de miembro superior implementados en OpenSim y MSMS, tomado de [87].

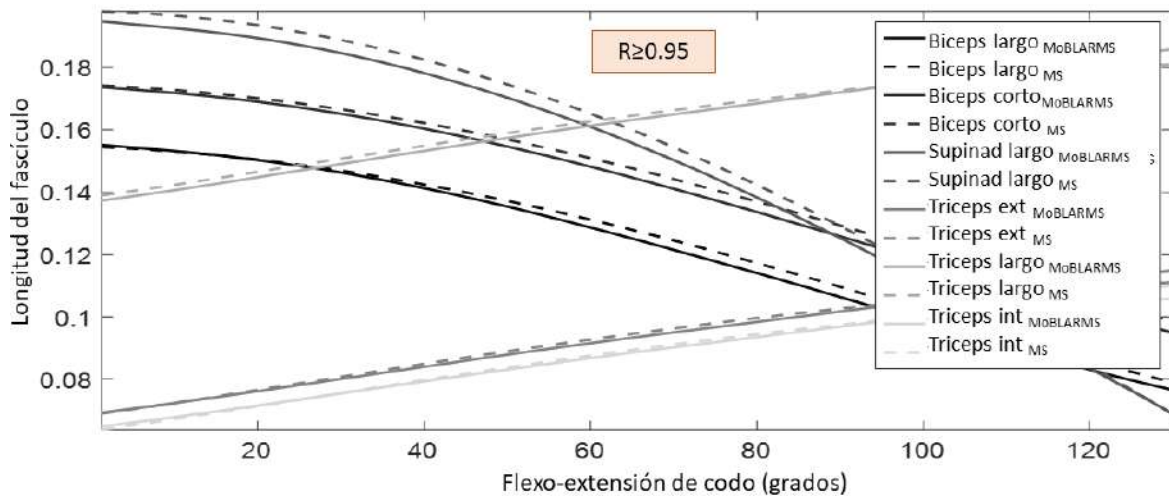


Figura 2-4 Comparación de resultados de longitud de fibra muscular entre modelos de miembro superior implementados en OpenSim y MSMS, tomado de [87].

Tabla 2-IV Error cuadrático medio entre resultados de longitud y fuerza de fibra muscular para modelos de miembro superior implementados en OpenSim y MSMS, tomado de [87].

Músculo	RMSE Longitud del Fascículo	RMSE Fuerza de fibra muscular [N]
Tríceps		
Lateral	0.0013	4.1339
Largo	0.0018	22.0155
Medial	0.0013	7.8483
Bíceps		
Largo	0.0024	10.5806
Corto	0.0028	6.3435
Supinador largo	0.0037	7.4198

El modelado neuromusculoesquelético computacional puede proporcionar información sobre las estrategias control. Para obtener las estrategias de control utilizadas en el movimiento de flexo-extensión del codo ante diferentes velocidades se utilizó la herramienta de cálculo del control muscular (CMC) de OpenSim utilizando el modelo de referencia MoBL AMRS. La señal de cinemática sintética utilizada consistió en 6 ciclos de flexo-extensión del codo de 0 a 130° a 6 velocidades (16.25°/s, 32.5°/s, 65°/s, 130°/s, 260°/s y 520°/s) realizada a una frecuencia de 120 Hz, con una duración total de 31.5 segundos.

Se obtuvieron las señales de control de los músculos flexores y extensores de la articulación del codo con una frecuencia de 726Hz. Los músculos flexores analizados son bíceps largo, bíceps corto, supinador largo y braquial. Los músculos extensores fueron tríceps largo, tríceps lateral, tríceps medial y ancóneo.

### 2.1.1 Procesamiento de Señales de control muscular

Las señales de control de electromiografía fueron procesadas de manera similar a von Werder et al [89]. Las señales fueron filtradas con un filtro pasa-bandas (Butterworth, fase-cero, orden 18, banda de paso 10-450 Hz), rectificadas y suavizadas (filtro de promedio móvil, con una ventana triangular de 80 ms). La normalización de la envolvente se realizó respecto al máximo de la señal de control durante la prueba para cada músculo. De esta forma la activación de cualquier músculo fue representada en un intervalo donde el valor de cero representa ninguna activación y el valor de uno representa activación máxima, así es posible comparar la activación muscular entre pruebas e individuos.

### 2.1.2 Procesamiento de Señales de cinemática articular

El procesamiento de las señales de la cinemática del movimiento incluyó el filtrado del ángulo de flexo-extensión del codo con un filtro pasa-bajas (Butterworth, fase-cero, orden 4, frecuencia de corte 6.6 Hz). La velocidad angular de flexo-extensión fue calculada aplicando el gradiente a la señal anterior y un filtro pasa-bajas (Butterworth, fase-cero, orden 4, frecuencia de corte 6.6 Hz), ver Figura 2-5.

Las señales de cinemática y control muscular fueron divididas por cada ciclo de flexo-extensión y ajustadas en duración del 0 al 100% de la duración del ciclo. Perfiles promedio



de ángulo, velocidad y control muscular de cada músculo fueron obtenidos, ver Figura 2-6. Los músculos flexores se activan principalmente durante la parte de extensión del movimiento mientras que los músculos flexores se activan principalmente al inicio de la flexión y final de la extensión para dirigir y frenar el movimiento respectivamente.

### 2.1.3 Categorización de Señales de control muscular

Se utilizó un algoritmo similar a uno reportado previamente [89]. Para dividir cada uno de los datos de las señales de control normalizadas (EMG) en categorías en función de factores como tipo de contracción, posición articular y velocidad articular. Primero cada dato es clasificado de acuerdo con el tipo de movimiento flexión o extensión en función del signo de la señal de velocidad articular. Un signo positivo representa flexión mientras un signo negativo representa extensión. Similarmente para músculos flexores un signo positivo de velocidad articular representa contracción concéntrica mientras que para los músculos extensores representa una contracción excéntrica. Posteriormente el dato de la señal EMG es asignado a una categoría de posición articular. La posición articular fue dividido en diez categorías de 13° que van de 0 a 130° donde 0° representa la extensión completa normal del codo y 130° la flexión normal completa. Finalmente, el dato de la señal EMG es asignado a una de las siguientes cinco categorías de velocidad articular 0°/s -20.1°/s, 20.1°/s -54.6°/s, 54.6°/s -148.4°/s, 148.4°/s -403.4°/s, 403.4°/s -1096.6°/s, ver Figura 2-7.

Para cada músculo se almacenó el conjunto de datos de señales de control muscular (EMG) y se calculó el valor promedio para cada una de las 100 categorías resultado de la combinación de factores (2 tipos de contracción x 10 intervalos de posición articular x 5 intervalos de velocidad articular).

Se realizó prueba Shapiro-Wilk para investigar la hipótesis nula de distribución normal de los niveles promedio de actividad muscular, con un valor  $p=0.05$ . Se encontró que los niveles de actividad muscular no tienen una distribución normal ( $p<0.01$ ). Por lo tanto, se realizó prueba no paramétrica Kruskal-Wallis para investigar la hipótesis nula de igualdad de las medianas entre los diferentes músculos. Se encontraron diferencias significativas ( $p<0.01$ ). El análisis de comparaciones múltiples reveló diferencias entre músculos extensores (tríceps largo, tríceps lateral, tríceps medial y ancóneo) respecto a bíceps (bíceps medial y bíceps lateral) y supinador largo y braquial, ver Figura 2-8. Los músculos extensores presentan mayor actividad en la fase de extensión. Los músculos flexores presentan mayor activación durante el movimiento de flexión, sin embargo, los músculos supinador largo y braquial presentan mayor activación que aquella del músculo bíceps.

### 2.1.4 Coherencia muscular tiempo-frecuencia

La coherencia tiempo-frecuencia entre músculos antagonistas ha sido propuesta como método para detectar la espasticidad durante la realización de movimiento voluntario [31]. Es necesario utilizar la coherencia tiempo-frecuencia debido a las propiedades no estacionarias de las señales de electromiografía (EMG).

Para calcular la coherencia tiempo-frecuencia de dos series de tiempo  $s_1(t)$  y  $s_2(t)$ , primero es necesario calcular las señales analíticas  $x(t)$  y  $y(t)$  de ambas señales. Las señales analíticas  $x(t)$  y  $y(t)$  se calculan utilizando la transformada de Hilbert:

$$x(t) = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{s(\tau)}{t-\tau} d\tau \quad (2.1)$$

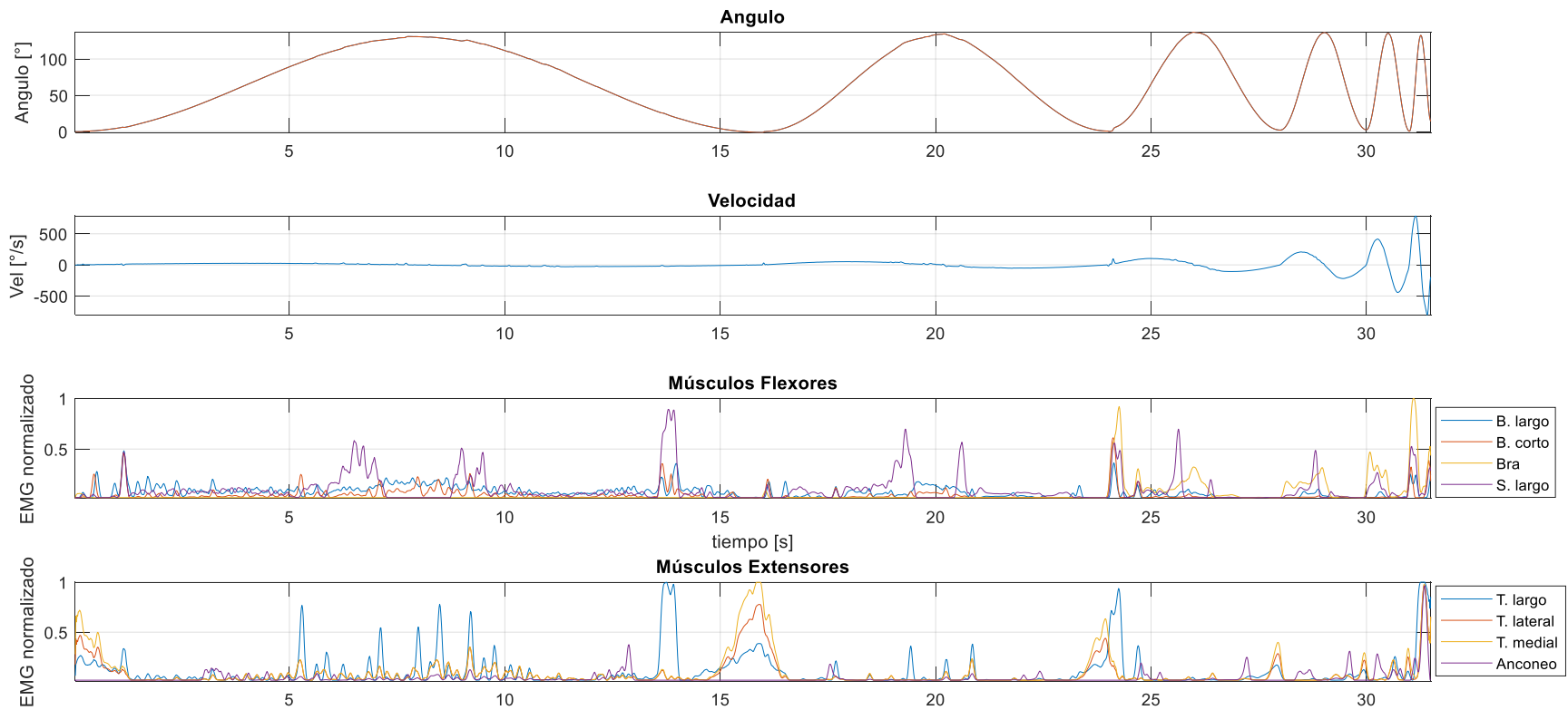


Figura 2-5 Señales de control muscular de músculos flexores y extensores obtenidas del modelo MoBL ARMS a partir de una señal cinemática del codo sintética. En la figura se muestran de arriba abajo: 1) ángulo de flexo-extensión del codo; 2) velocidad angular del codo; 3) activación muscular de músculos flexores: bíceps largo (BIClong), bíceps corto (BICshort), supinador largo (BRD) y braquial (BRA); 4) activación muscular de músculos extensores: tríceps largo (TRIlong), tríceps lateral (TRIlal), tríceps medial (TRImed) y ancóneo (ANC).

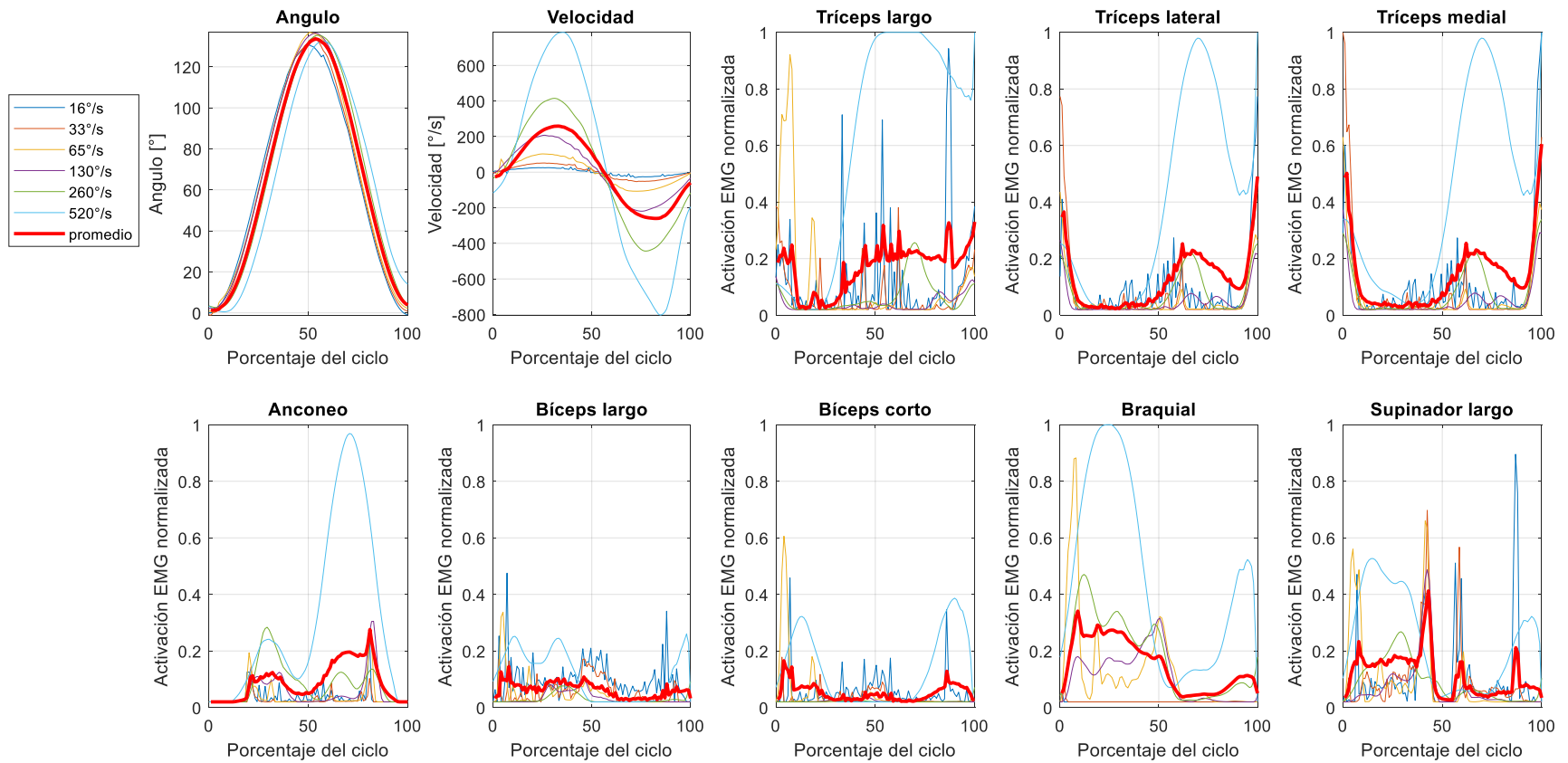


Figura 2-6 Señales de cinemática y control muscular fueron divididas por cada ciclo de flexo-extensión y ajustadas en duración al 100% del ciclo de flexo-extensión. La línea gruesa roja muestra las curvas promedio.

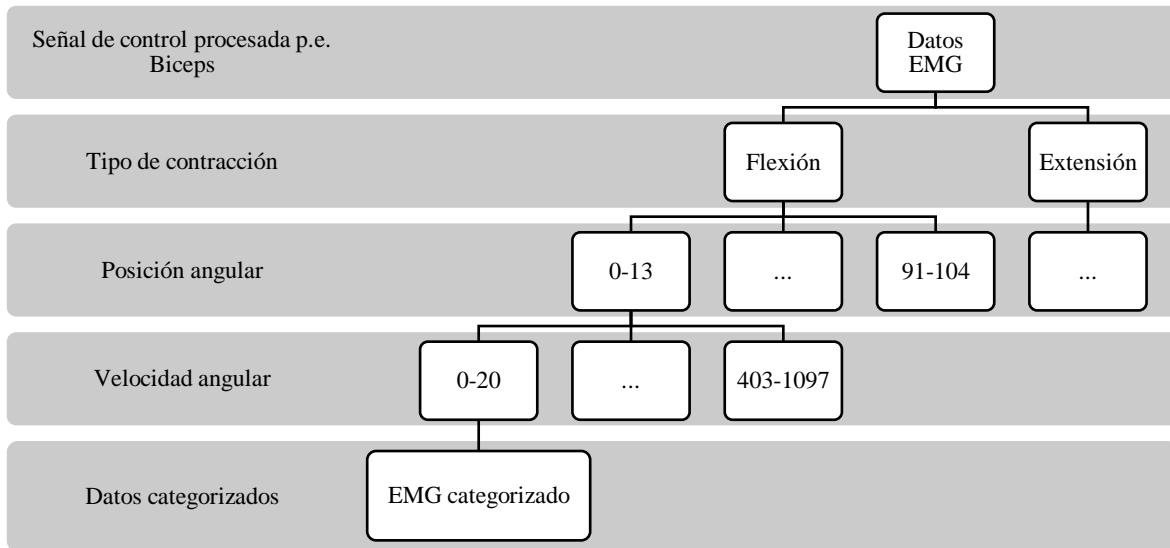


Figura 2-7 Algoritmo de categorización de señales de control muscular (EMG).

La transformada de Hilbert es útil para calcular los atributos instantáneos de amplitud y frecuencia de la serie de tiempo  $s(t)$ . A partir de aquí la distribución Wigner-Ville para cada señal  $WVD_x(t, f)$ ,  $WVD_y(t, f)$ , y la distribución cruzada  $WVD_{xy}(t, f)$  pueden calcularse:

$$WVD_x(t, f) = \int_{-\infty}^{\infty} x\left(t + \frac{\tau}{2}\right) x^*\left(t - \frac{\tau}{2}\right) e^{-j2\pi f\tau} d\tau \quad (2.2)$$

$$WVD_{xy}(t, f) = \int_{-\infty}^{\infty} x\left(t + \frac{\tau}{2}\right) y\left(t - \frac{\tau}{2}\right) e^{-j2\pi f\tau} d\tau \quad (2.3)$$

Las distribuciones Wigner-Ville son suavizadas por medio de una convolución bidimensional con un kernel  $\Phi(\mu, \tau)$ :

$$\Phi(\mu, \tau) = \exp\left\{-\pi\left[\left(\frac{\mu}{\mu_0}\right)^2 + \left(\frac{\tau}{\tau_0}\right)^2\right]^{2\lambda}\right\} \quad (2.4)$$

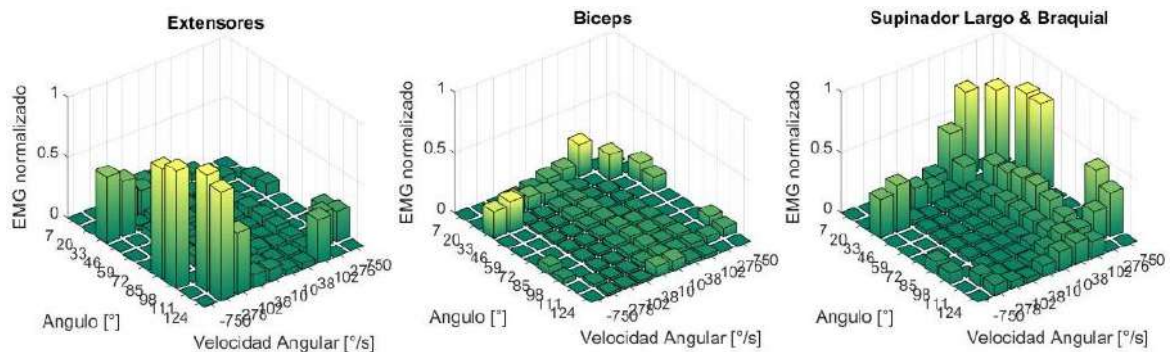


Figura 2-8 Categorización de señales de activación muscular promedio de músculos extensores (tríceps largo, tríceps lateral, tríceps medial y ancóneo), bíceps (bíceps medial y bíceps lateral) y promedio de supinador largo y braquial.

Los parámetros  $\mu$  y  $\tau$  del kernel  $\phi(\mu, \tau)$  son operaciones de ventana que suavizan la distribución Wigner-Ville en el dominio del tiempo y la frecuencia y eliminan las interferencias cruzadas para que la estimación de la coherencia esté contenida en el rango 0 a 1. Los parámetros  $\mu_0$  y  $\tau_0$  definen la longitud del eje de la elipse del kernel a lo largo de  $\mu$  y  $\tau$  y tienen que ser optimizados previamente. El parámetro  $\mu$  describe la cantidad de filtrado de tiempo,  $\tau$  refleja la cantidad de filtrado de frecuencia.

La función de coherencia tiempo-frecuencia para dos procesos no estacionarios basado en la distribución Wigner-Ville se define como:

$$\hat{C}_{x,y}(t, f) \cong \frac{\hat{S}_{x,y}(t, f)}{[\hat{S}_x(t, f)\hat{S}_y(t, f)]^{1/2}} \quad (2.5)$$

donde:

$$\hat{S}_x(t, f) = \phi(t, f) ** WVD_x(t, f) \quad (2.6)$$

$$\hat{S}_{x,y}(t, f) = \phi(t, f) ** WVD_{x,y}(t, f) \quad (2.7)$$

Los parámetros para la estimación del kernel  $\phi(\mu, \tau)$  utilizados son  $\mu_0=0.1$  y  $\tau_0=0.08$  y  $\lambda=0.3$  que han demostrado el mejor compromiso entre resolución tiempo-frecuencia y cantidad de interferencia cruzada. Los valores de coherencia para todas las combinaciones de pares de músculos se obtienen y se calcula el promedio sobre el rango de frecuencias lo que resulta en la función de coherencia dependiente del tiempo  $\hat{C}_{x,y}(t)$ . En total se obtuvieron 28 señales de coherencia  $\hat{C}_{x,y}(t)$ , ver Figura 2-9

### 2.1.5 Categorización de Coherencia muscular tiempo-frecuencia

Para incrementar la validez y simplificar el proceso de evaluación se ha propuesto la categorización de la coherencia tiempo-frecuencia con base en parámetros biomecánicos de posición y velocidad articulares. Las coherencias  $\hat{C}_{x,y}(t)$  se categorizan en los intervalos definidos en la sección 2.2.3 en 2 categorías de movimiento (flexión-extensión), 10 intervalos de ángulos (0-130°) y 5 intervalos de velocidad angular en una escala exponencial (0-1097°/s).

Se realizó prueba Shapiro-Wilk para investigar la hipótesis de distribución normal de los niveles promedio de coherencia muscular con un valor de significancia  $p=0.05$ . Se encontró que los niveles de actividad muscular no tienen una distribución normal ( $p<0.01$ ). Por lo tanto, se realizó prueba Kruskal-Wallis para investigar la hipótesis de distribuciones similares entre coherencias de diferentes músculos. Se encontraron diferencias significativas ( $p<0.01$ ) entre coherencias de diferentes músculos.

Niveles de coherencia muscular similares se encontraron las siguientes combinaciones supinador largo-Tríceps lateral, supinador largo-Tríceps medial, supinador largo-Ancóneo, ver Figura 2-10. Estas combinaciones presentan niveles muy bajos de coherencia a lo largo de todas las combinaciones de posición y velocidad angular. Niveles de coherencia muscular similares se encontraron las siguientes combinaciones Tríceps largo-Tríceps lateral, Tríceps largo-Tríceps Medial, Tríceps lateral-Tríceps medial, ver Figura 2-10. Estas combinaciones presentan niveles intermedios de coherencia a lo largo de todas las combinaciones de posición y velocidad angular.

## **2.2 PATRONES DE COORDINACIÓN MUSCULAR DE SUJETOS SANOS DURANTE MOVIMIENTOS DE FLEXIÓN-EXTENSIÓN A VELOCIDAD Y RESISTENCIA CONTROLADAS**

Los patrones de coordinación muscular de sujetos sanos durante movimientos de flexión-extensión a velocidad y resistencia controladas se obtuvieron de una muestra de 9 niños (5 hombres, 4 mujeres) con rango de edad de 6 a 13 años y edad promedio de 10 años. Posterior firma de consentimiento y asentimiento informado se realizaron ejercicios de flexión-extensión usando una máquina de poleas con un protocolo descrito previamente [90]. El antebrazo de los sujetos fue conectado a una palanca metálica para garantizar la alineación del centro de la polea con el centro de rotación de la articulación de codo. Se realizaron 2 series de movimientos de flexo-extensión de 0-130° con resistencia a la flexión y resistencia a la extensión constantes. Mediante una pantalla y un sistema de retroalimentación visual se aseguró que el movimiento se realice a 4 velocidades angulares predefinidas (30°/s, 50°/s, 80°/s, 100°/s), ver Figura 2-11 y Figura 2-12. Se utilizaron cargas de 500 g y 1000 g para realizar los movimientos, las cuales representan 0.2 Nm y 0.4 Nm respectivamente. La actividad muscular se registró mediante electromiografía de superficie bipolar SX230FW (Biometrics Ltd, Reino Unido) a una frecuencia de muestreo de 1000Hz utilizando un sistema DataLog (Biometrics Ltd, Reino Unido).

La información cinemática se obtuvo mediante un electrogoniómetro digital SG110 (Biometrics Ltd, Reino Unido) conectado al DataLog y un sistema Optitrack Optiflex (Natural Point, EE. UU.) del laboratorio de Análisis de Movimiento Humano (LAMH, Instituto Nacional de Rehabilitación Luis Guillermo Ibarra Ibarra, México) [91]. El electrogoniómetro SG110 tiene una precisión de  $\pm 2^\circ$  y una repetibilidad de  $\pm 1^\circ$  en un rango de 90°. El sistema Optitrack requiere del uso de un modelo biomecánico para miembro superior introducido por Schmidt et al [92] y Williams et al [93]. El modelo es útil para calcular los ángulos articulares de la muñeca y el codo a partir de tríadas de marcadores opto reflectivos colocados en la superficie en cada extremidad. El cálculo de los ángulos articulares a partir de los datos obtenidos del sistema Optitrack se realizó utilizando la herramienta Mulie (Movimiento de las extremidades superiores e inferiores para la evaluación inteligente) desarrollada por el Grupo de Ingeniería de Rehabilitación y Prevención (RPE, Universidad RWTH, Alemania) [94] para Matlab R2007 (Mathworks, EE. UU.) La herramienta Mulie fue adaptada para el procesamiento de datos recopilados por el sistema Optitrack, ya que originalmente esta fue desarrollada para el procesamiento de datos obtenidos únicamente con el sistema optoelectrónico Vicon MX (Vicon Motion Systems Ltd, Reino Unido). Para la adaptación la cinemática de los movimientos de la parte superior del brazo se registró en ambos sistemas de captura de movimiento utilizando el modelo Schmidt-Williams durante una prueba estática de pie en posición anatómica como se describe en otra parte [94]. Los datos del Vicon se capturaron y etiquetaron utilizando un conjunto de marcadores autodefinidos en el software Nexus 2 (Vicon Motion Systems Ltd, Reino Unido). Los datos del Optitrack se capturaron y etiquetaron con Motive Body 1.10.1 (Natural Point, EE. UU.). Los datos se exportaron a formato de archivo C3D donde se encontraron diferencias entre los archivos. Por lo tanto, se modificó el programa Mulie modificando la información de descripción y el campo de etiquetas del grupo de puntos. Esto permitió la realización de investigaciones en colaboración entre los grupos de trabajo mencionados. Electrodo de Ag-AgCl se colocaron sobre los músculos bíceps, tríceps medial, supinador largo y tríceps lateral con una distancia entre electrodos de 2mm de acuerdo a las recomendaciones del SENIAM [95].

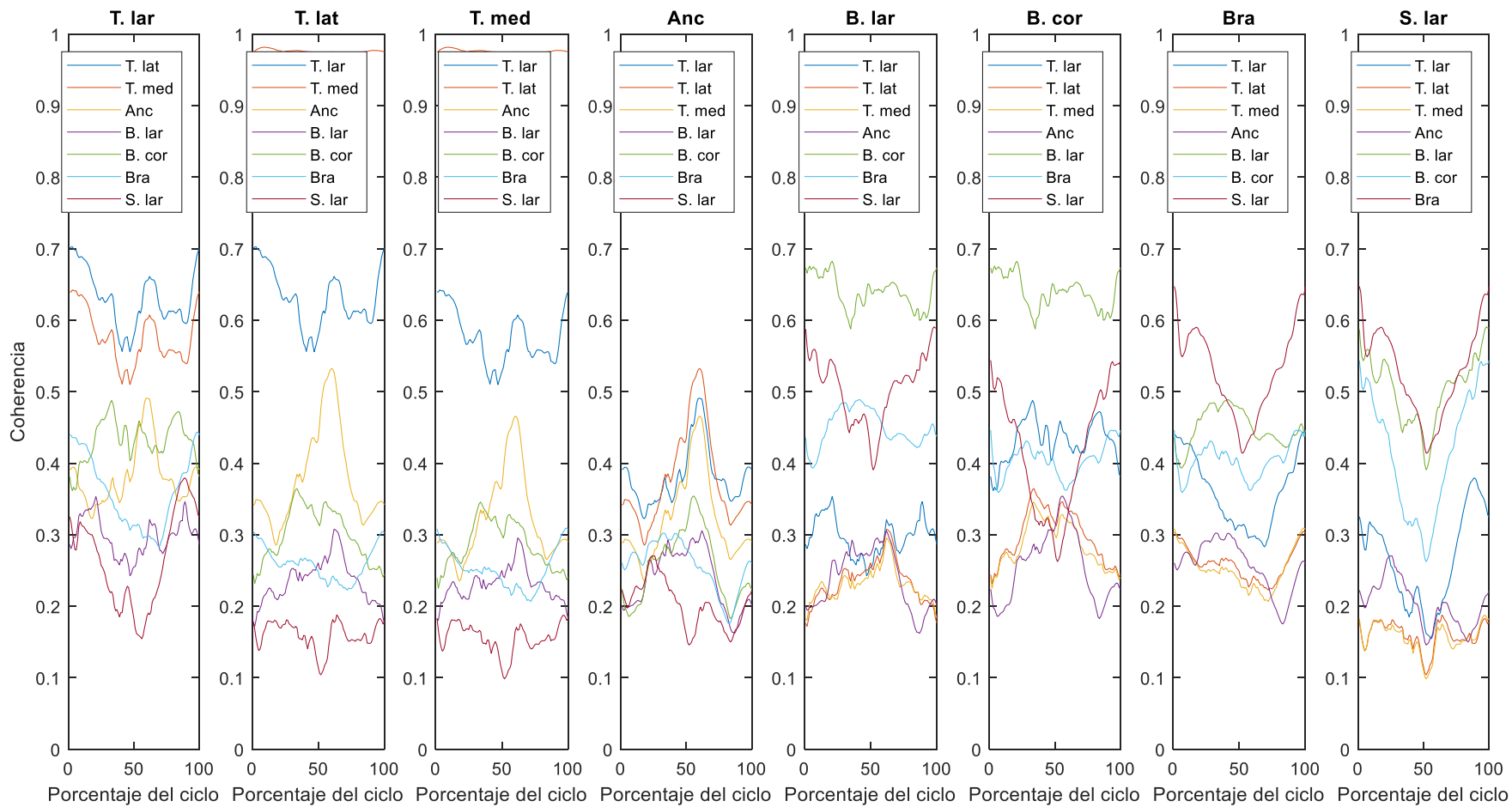


Figura 2-9 Función de coherencia promedio sobre el rango de frecuencias  $\hat{C}_{x,y}(t)$ .

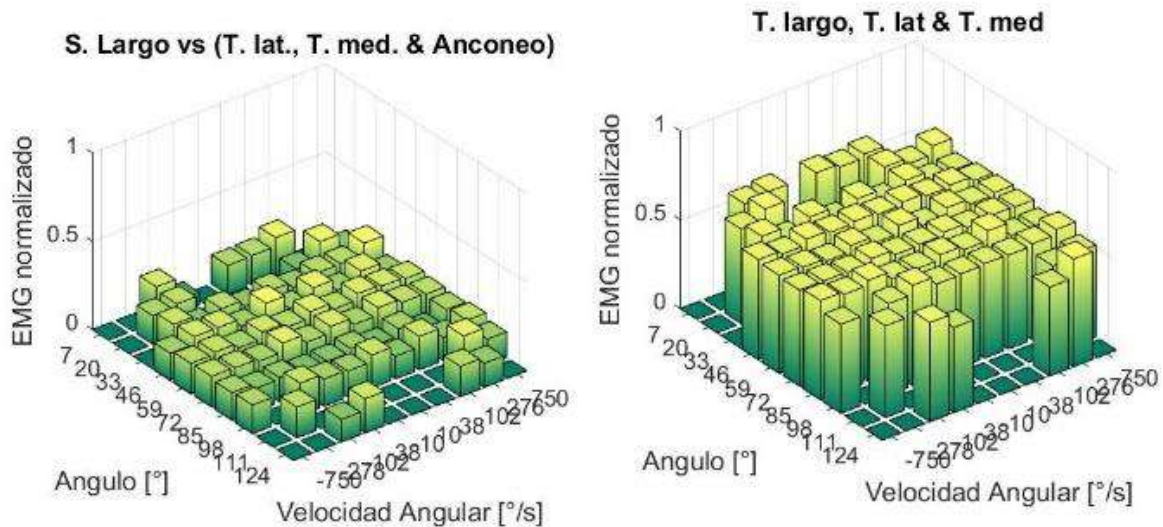


Figura 2-10 Coherencia promedio de todas las combinaciones de coherencia.

Debido a que no existe recomendación SENIAM para el músculo supinador largo, el electrodo se colocó sobre el vientre muscular a un tercio de distancia respecto la fosa cubital. Todas las mediciones se realizaron en el Laboratorio de Análisis de Movimiento (LAMH). El protocolo para la medición de los patrones de coordinación muscular fue aprobado por los comités de ética e investigación del Instituto Nacional de Rehabilitación Luis Guillermo Ibarra Ibarra (INR-LGII) con el número de protocolo **INR09/17**.

### 2.2.1 Procesamiento de Señales de control muscular y cinemática articular

Las señales de control muscular obtenidas mediante electromiografía de superficie (sEMG) así como la señal de la cinemática articular del codo obtenida con el electrogoniómetro fueron procesados con los mismos métodos que los mencionados en los apartados 2.1.1 y 2.1.2, ver Figura 2-11 y Figura 2-12.

Los valores promedio de límite de frecuencia de 3dB, ángulo y velocidad articular para el codo durante los movimientos de flexión-extensión se muestran en la Tabla 2-V.

### 2.2.2 Categorización de Señales de control muscular

Las señales de control muscular obtenidas por electromiografía de superficie fueron categorizadas siguiendo los mismos métodos de la sección 2.1.3. Se estudió la confiabilidad test-retest de los valores categorizados de actividad muscular promedio de las señales de electromiografía de superficie (sEMG) de cada músculo (bíceps, tríceps medial, supinador largo y tríceps lateral) para el promedio de las dos repeticiones realizadas en cada combinación de carga de 500g o 1000 g de resistencia a la flexión o extensión, mediante el cálculo el coeficiente de correlación intraclase de tipo acuerdo absoluto para mediciones que son el promedio de mediciones independientes en un modelo aleatorio de dos vías (ICC(A-k)). Los valores de coeficiente de confiabilidad intraclase ICC para las combinación de una carga de 500g o 1000 g de resistencia a la flexión o extensión variaron entre  $ICC_{biceps}=0.95-$



0.97,  $ICC_{\text{triceps medial}}=0.96-0.98$ ,  $ICC_{\text{supinador largo}}=0.94-0.97$ ,  $ICC_{\text{triceps lateral}}=0.90-0.96$ , ver Tabla 2-VI. Éstos valores son considerados como excelentes ( $ICC>0.75$ ).

Se realizó prueba Kolmogórov-Smirnov para investigar la hipótesis nula de distribución normal de los niveles promedio de actividad muscular con un valor de significancia  $p=0.05$ , debido a que el tamaño de la muestra supera el límite recomendado para la prueba Shapiro-Wilk ( $n<2000$ ) [96]. Se encontró que los niveles de actividad muscular no tienen una distribución normal ( $p<0.01$ ). Por lo tanto, se realizó prueba Kruskal-Wallis para investigar la hipótesis de distribuciones similares para cada músculo en cada condición de actividad muscular categorizada entre diferentes músculos. Se encontraron diferencias significativas ( $p<0.01$ ) para el músculo supinador largo en las cuatro combinaciones de carga de 500g o 1000 g de resistencia a la flexión o extensión. El músculo bíceps y tríceps medial mostró diferencias estadísticamente significativas ( $p<0.01$ ) para el movimiento de 500g de resistencia a la flexión y el movimiento de 1000g de resistencia a la flexión respectivamente. No se encontraron diferencias significativas de ninguna de las cuatro combinaciones para el músculo tríceps lateral. Los valores categorizados de actividad muscular promedio de las señales de electromiografía de superficie (sEMG) de cada músculo (bíceps, tríceps medial, supinador largo y tríceps lateral) para el promedio de las dos repeticiones realizadas de 500g resistencia a la extensión se muestran en la Figura 2-13

Se calcularon diferencias de los valores categorizados de actividad muscular promedio de las señales de control muscular obtenidas durante mediciones reales respecto a las obtenidas mediante modelado neuromusculoesquelético computacional [97]. La referencia del músculo bíceps se calculó del promedio de los valores categorizados de actividad muscular promedio de las señales de control muscular de los músculos bíceps largo y bíceps corto, ver Figura 2-14.

Tabla 2-V valores promedio de límite de frecuencia de 3dB, ángulo y velocidad articular para el codo durante los movimientos de flexión-extensión.

Actividad	Frecuencia de 3dB [Hz] promedio $\pm$ DE	Ángulo [°] promedio $\pm$ DE	Velocidad de extensión máxima [°/s]	Velocidad flexión máxima [°/s]
flexión-extensión	1.97 $\pm$ 1.36	57.11 $\pm$ 53.31	440.02	321.19

Tabla 2-VI Confiabilidad test-retest de los valores categorizados de actividad muscular promedio de las señales de electromiografía de superficie (sEMG).

ICC(A-k)	Bíceps	Tríceps medial	Supinador Largo	Tríceps lateral
Resistencia a extensión 500g	0.97	0.96	0.96	0.94
Resistencia a extensión 1000g	0.96	0.96	0.94	0.96
Resistencia a flexión 500g	0.95	0.98	0.96	0.90
Resistencia a flexión 1000g	0.96	0.98	0.97	0.90

Se analizaron diferencias entre los valores categorizados de actividad muscular promedio de las señales de control muscular obtenidas durante mediciones reales y a las obtenidas mediante modelado neuromusculoesquelético computacional mediante prueba de Wilcoxon para cada músculo en cada combinación de carga de 500 g o 1000 g de resistencia a la flexión o extensión. Se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas ( $p < 0.01$ ) para todos 16 casos (4 músculos x 2 niveles de carga x 2 tipos de resistencia). En general los valores categorizados de actividad muscular promedio de las señales de control muscular obtenidas durante mediciones reales son mayores que las obtenidas mediante modelado neuromusculoesquelético computacional.

Las diferencias pueden deberse a diferencias en la cinética y cinemática de las simulaciones respecto a las condiciones reales (resistencia a la flexión/extensión) o a diferencias en las herramientas del cálculo del control muscular realizado por los paquetes de modelado neuromusculoesquelético como ausencia de activaciones musculares anticipatorias a eventos [98]. También se han reportado diferencias en los patrones de activación muscular de niños y adultos. Romero-Ávila et al comparó un subgrupo de nuestra muestra consistente en cinco niños sanos (2 hombres, 3 mujeres, edad  $10.2 \pm 1.1$  años) y quince adultos sanos (7 hombres, 8 mujeres, edad  $26.2 \pm 3.2$  años) examinados en el RPE (RWTH Aachen, Alemania) con la misma metodología de la máquina de poleas, registrando la flexión de la articulación del codo a diferentes velocidades angulares, con una carga constante de 500 g en todo el rango de movimiento y una categorización de la activación muscular basada en cuatro intervalos de velocidad angular (20-140 °/s) y cinco intervalos de ángulos articulares (25-115 °) encontró un patrón claro en el grupo de adultos donde la activación de los músculos aumenta al aumentar las velocidades de los ángulos y los ángulos articulares [99][100]. Sin embargo, en el grupo de niños no se observó un patrón claro. Las diferencias entre grupos fueron atribuidas a diferencias biomecánicas entre grupos [99][100]. En un análisis posterior Romero-Ávila encontró que un incremento de actividad muscular en función de aumento de la velocidad del movimiento e incremento de carga de resistencia al movimiento similar entre niños y adultos [101].

### **2.2.3 Categorización de Coherencia muscular tiempo-frecuencia**

Se calculó y se categorizó la coherencia muscular tiempo-frecuencia de las señales de control muscular obtenidas por electromiografía de superficie siguiendo los mismos métodos de las secciones 2.1.4 y 2.1.5 [102].

Se estudió la confiabilidad test-retest de los valores categorizados de coherencia muscular promedio de las señales de electromiografía de superficie (sEMG) de cada una de las seis combinaciones posibles de pares de músculos (bíceps, tríceps medial, supinador largo y tríceps lateral) para el promedio de las dos repeticiones realizadas en cada combinación de carga de 500 g o 1000 g de resistencia a la flexión o extensión, mediante el cálculo el coeficiente de correlación intraclass de tipo acuerdo absoluto para mediciones que son el promedio de mediciones independientes en un modelo aleatorio de dos vías (ICC(A-k)). Los valores de coeficiente de confiabilidad intraclass ICC para las combinaciones de una carga de 500g o 1000 g de resistencia a la flexión o extensión variaron entre  $ICC_{\text{Tríceps medial-Tríceps lateral}} \geq 0.98$ ,  $ICC_{\text{Supinador Largo-Tríceps lateral}} \geq 0.97$ ,  $ICC_{\text{Supinador Largo-Tríceps medial}} \geq 0.99$ ,  $ICC_{\text{Bíceps-Tríceps lateral}} = 0.97$ ,  $ICC_{\text{Bíceps-Tríceps medial}} = 0.98$ ,  $ICC_{\text{Bíceps-Supinador Largo}} = 0.97$ , ver Tabla 2-VII. Los valores son considerados como excelentes ( $ICC > 0.75$ ).

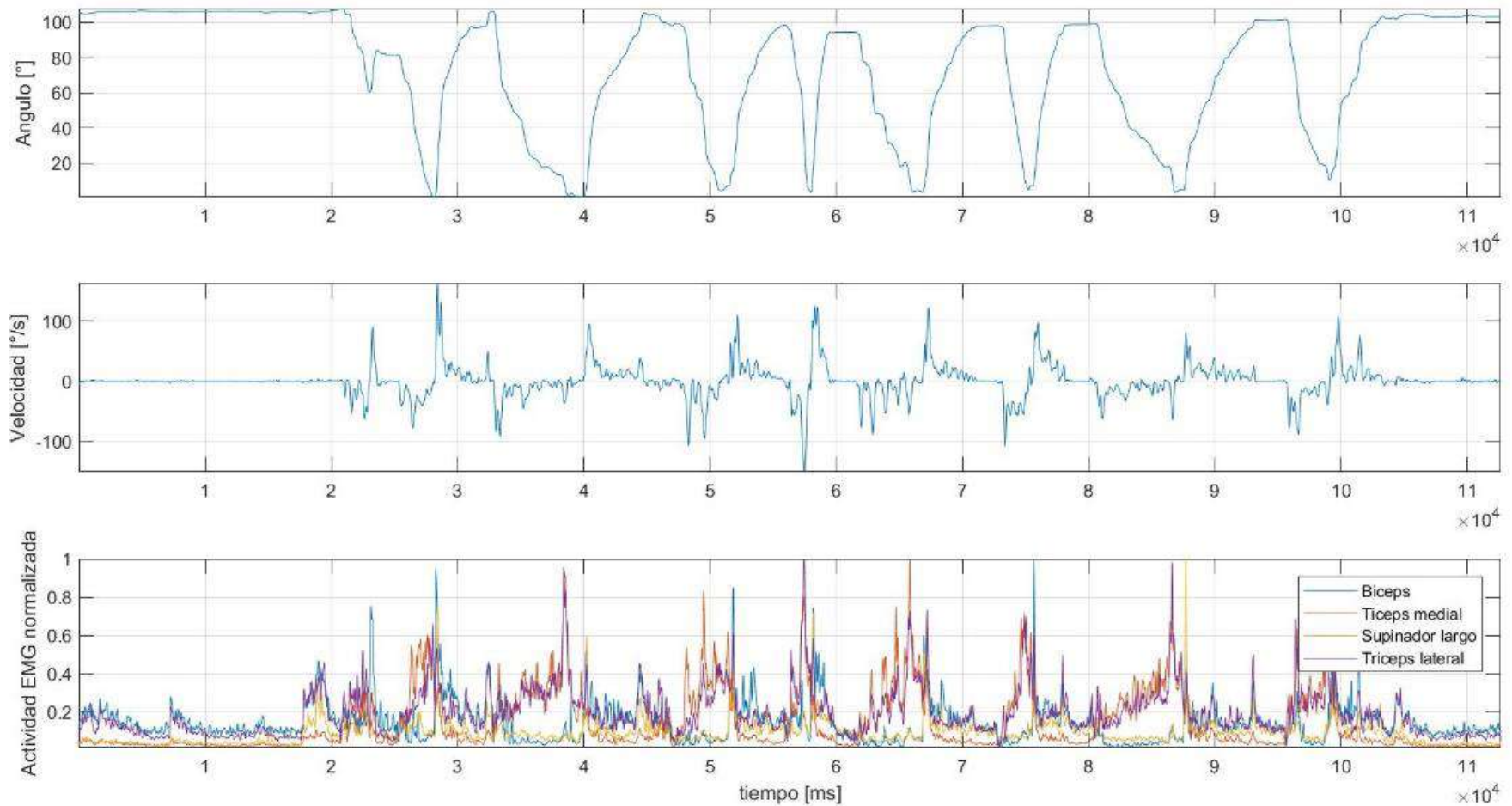


Figura 2-11 Señales de control muscular de músculos flexores y extensores obtenidas de los sujetos sanos durante maniobras de flexo extensión con resistencia a la extensión. En la figura se muestran de arriba abajo: 1) ángulo de flexo-extensión del codo; 2) velocidad angular del codo; 3) activación muscular de músculos flexores: bíceps, supinador largo y de músculos extensores: tríceps lateral y tríceps medial.

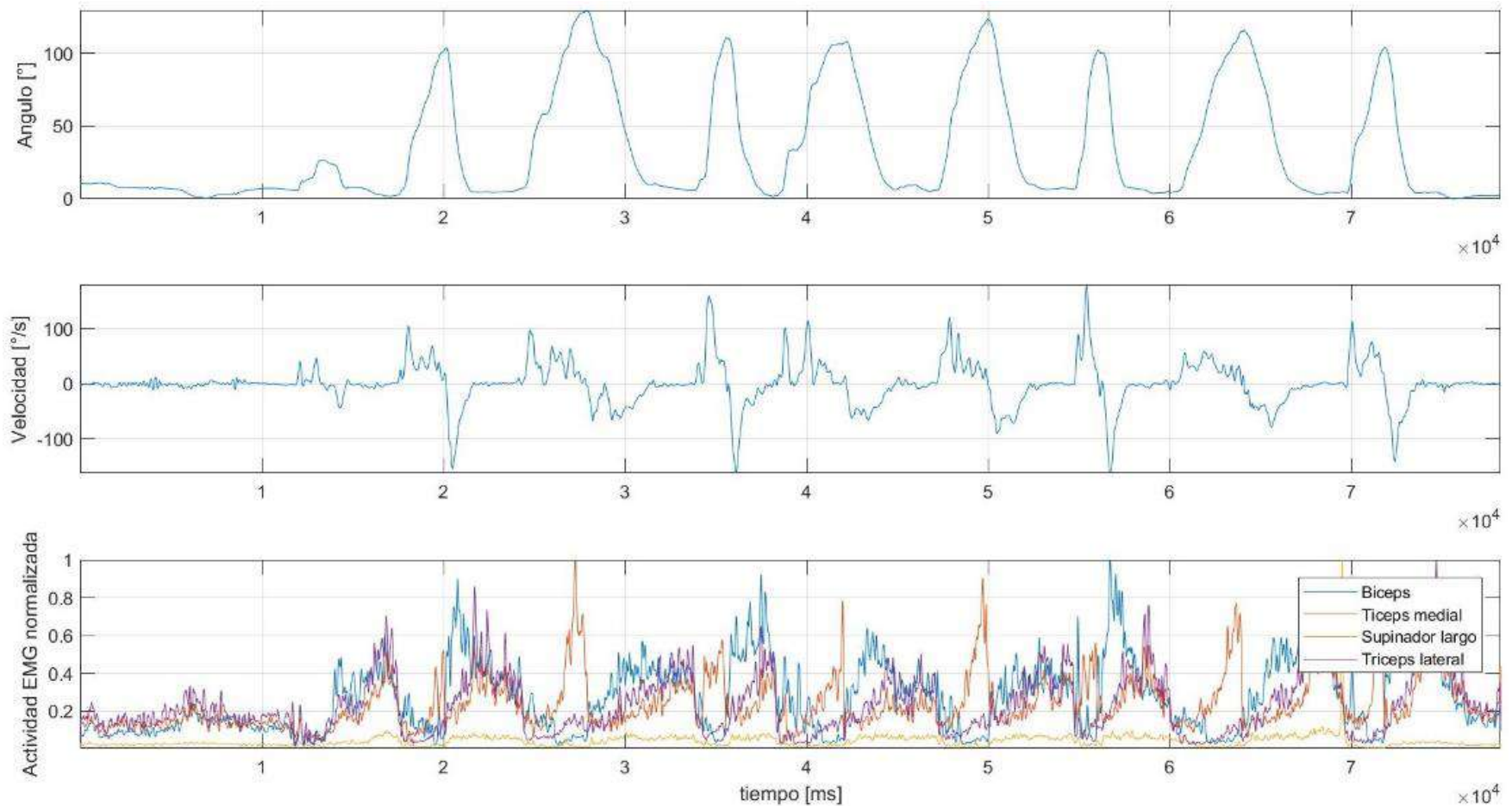


Figura 2-12 Señales de control muscular de músculos flexores y extensores obtenidas de los sujetos sanos durante maniobras de flexo extensión con resistencia a la flexión. En la figura se muestran de arriba abajo: 1) ángulo de flexo-extensión del codo; 2) velocidad angular del codo; 3) activación muscular de músculos flexores: bíceps, supinador largo y de músculos extensores: tríceps lateral y tríceps medial.

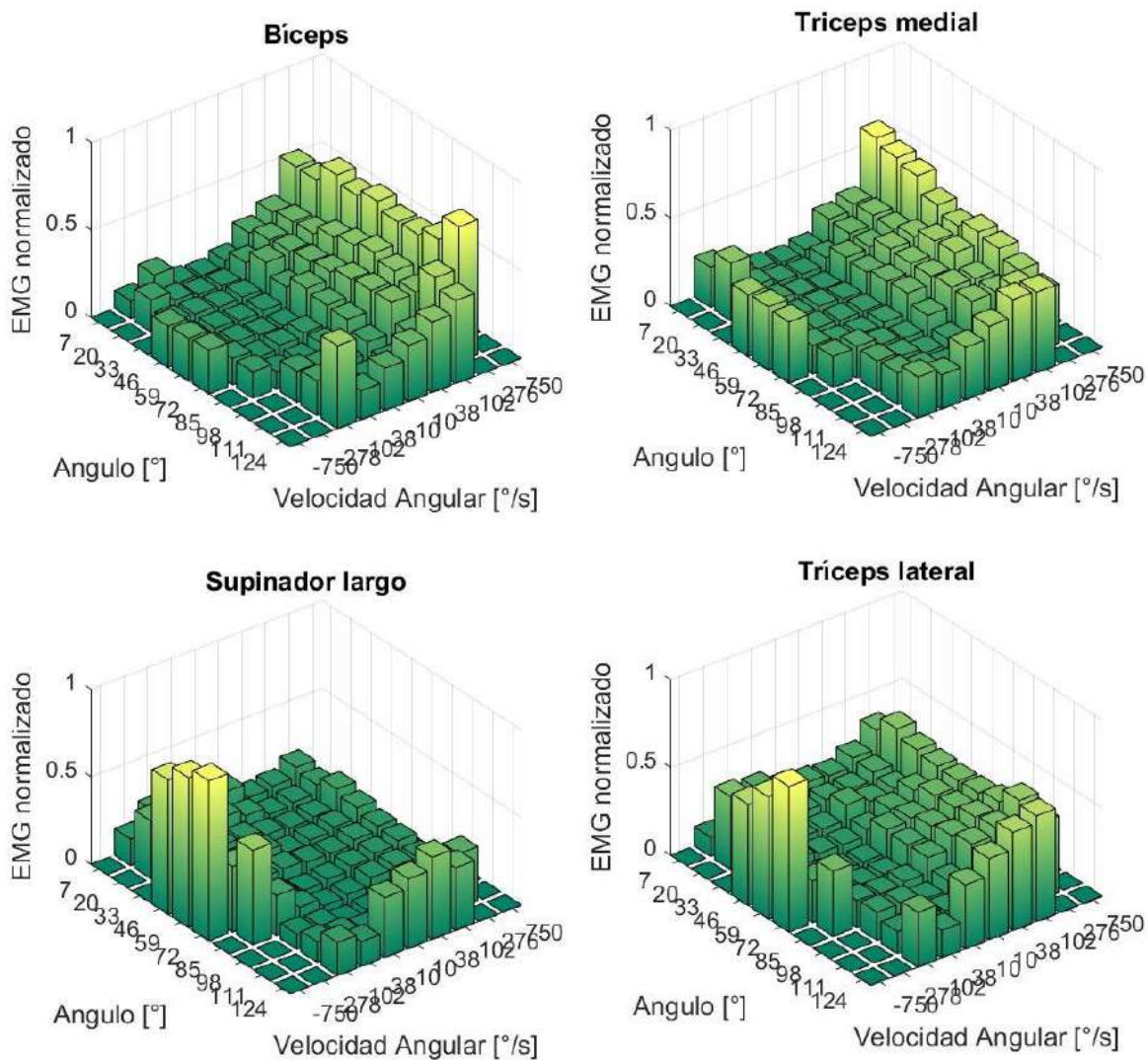


Figura 2-13 valores categorizados de actividad muscular promedio de las señales de electromiografía de superficie (sEMG) de cada músculo (bíceps, tríceps medial, supinador largo y tríceps lateral) para el promedio de las dos repeticiones realizadas de 500g resistencia a la extensión.

Se realizó prueba Kolmogórov-Smirnov para investigar la hipótesis de distribución normal de los niveles promedio de coherencia muscular con un valor de significancia  $p=0.05$ . Se encontró que los niveles de actividad muscular no tienen una distribución normal ( $p<0.01$ ). Por lo tanto, se realizó prueba Kruskal-Wallis para investigar la hipótesis de distribuciones similares de coherencia categorizada para cada combinación de pares de músculos. Se encontraron diferencias significativas ( $p<0.01$ ) para las coherencias de Tríceps medial-supinador largo y tríceps medial-bíceps en las cuatro combinaciones de carga de 500 g o 1000 g de resistencia a la flexión o extensión.

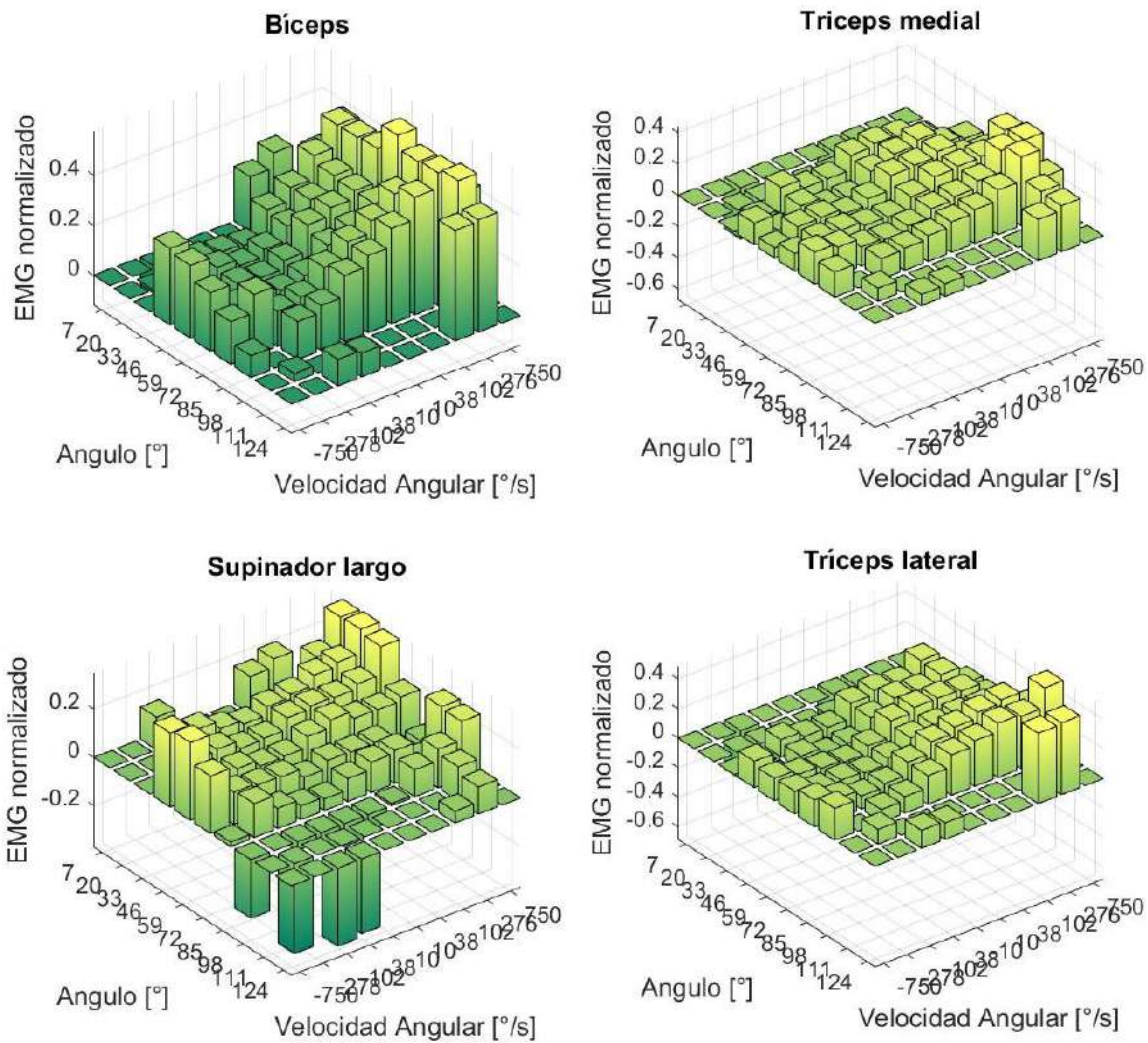


Figura 2-14 Diferencias de los valores categorizados de actividad muscular promedio de las señales de control muscular obtenidas durante mediciones reales respecto a las obtenidas mediante modelado neuromusculo-esquelético computacional. La referencia del músculo bíceps se calculó del promedio de los valores categorizados de actividad muscular promedio de las señales de control muscular de los músculos Bíceps largo y bíceps corto.

Se encontraron diferencias significativas ( $p < 0.01$ ) para las coherencias de tríceps lateral-tríceps medial, tríceps lateral-supinador largo y supinador largo-bíceps entre las combinaciones de carga de 500 g y 1000 g de resistencia a la flexión. No se apreciaron diferencias estadísticamente significativas fuera de las ya mencionadas para las combinaciones de carga de 500 g y 1000 g de resistencia a la flexión.

Tabla 2-VII Confiabilidad test-retest de los valores categorizados de actividad muscular promedio de las señales de electromiografía de superficie (sEMG) de cada una de las seis combinaciones posibles de pares de músculos.

ICC(A-k)	Tríceps medial-Tríceps lateral	Supinador Largo-Tríceps lateral	Supinador Largo-Tríceps medial	Bíceps-Tríceps lateral	Bíceps - Tríceps medial	Bíceps - Supinador largo
Resistencia a extensión 500g	0.98	0.99	0.99	1.00	0.98	0.97
Resistencia a extensión 1000g	0.99	1.00	1.00	1.00	0.99	0.99
Resistencia a flexión 500g	1.00	0.97	0.99	0.97	1.00	1.00
Resistencia a flexión 1000g	1.00	0.99	0.99	0.99	1.00	0.99

Los valores categorizados de coherencia muscular promedio de las señales de electromiografía de superficie (sEMG) de combinación de par de músculos (bíceps, tríceps medial, supinador largo y tríceps lateral) para el promedio de las dos repeticiones realizadas de 500 g resistencia a la extensión se muestran en la Figura 2-15.

Los valores de coherencia tiempo-frecuencia categorizados obtenidas durante mediciones reales se transformaron a una distribución normal y los efectos de las configuraciones de carga, los pares musculares, la posición del codo y la velocidad del codo se analizaron mediante pruebas ANOVA ( $p < 0.05$ ). Aunque se encontraron efectos principales de la carga (carga en flexión del codo o carga en la extensión del codo) los gráficos revelaron un comportamiento similar entre configuraciones, ver Figura 2-16. El análisis también reveló y el efecto del ángulo y la velocidad de la articulación sobre la coherencia de tiempo-frecuencia ( $p < 0,05$ ). Coherencia tiempo-frecuencia para supinador largo-tríceps lateral, bíceps-tríceps lateral, supinador largo-tríceps medial, bíceps-tríceps medial y bíceps-supinador largo mostraron un comportamiento similar al analizar su dependencia con posición y velocidad. Los gráficos de coherencia tiempo-frecuencia contra velocidad articular revelaron un patrón asimétrico entre la flexión y extensión del codo. La coherencia tiempo-frecuencia fue mayor para la flexión del codo que para la extensión del codo. Sin embargo, existe una disminución en el valor de la coherencia tiempo-frecuencia con aumento de la velocidad para ambos casos. El valor de la coherencia tiempo frecuencia mostró incremento con la posición articular.

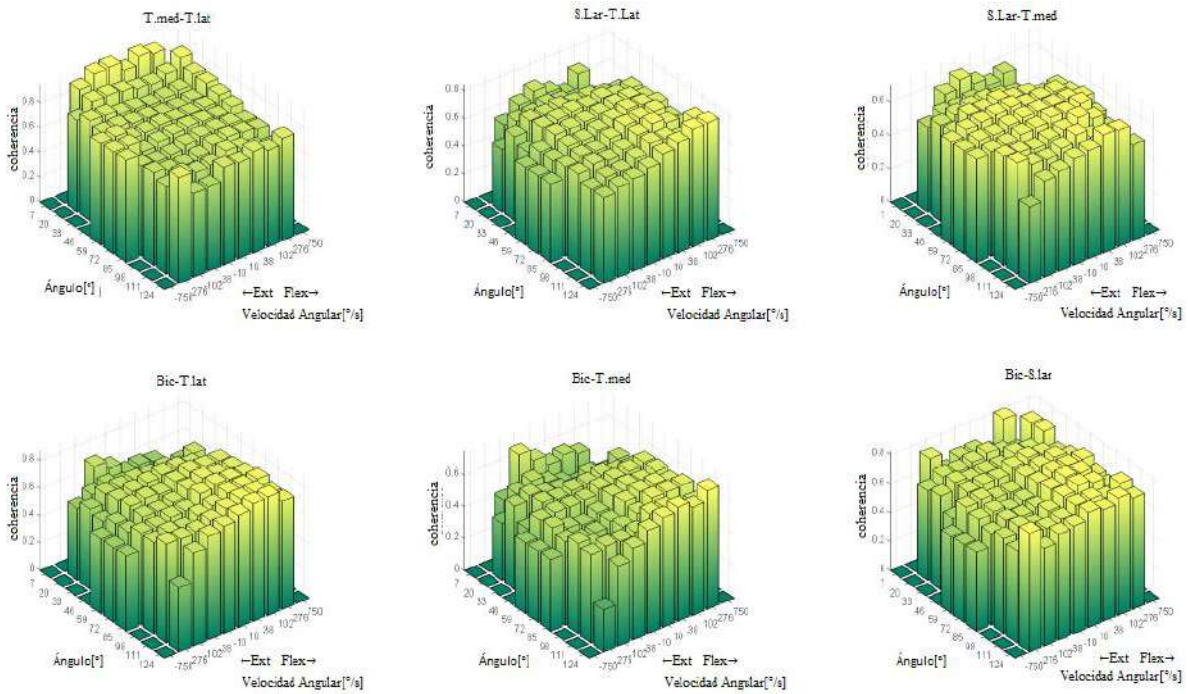


Figura 2-15 Valores categorizados de coherencia muscular promedio de las señales de electromiografía de superficie (sEMG) de cada combinación de pares de músculos (bíceps, tríceps medial, supinador largo y tríceps lateral) para el promedio de las dos repeticiones realizadas con 500g resistencia a la extensión, modificado de [102].

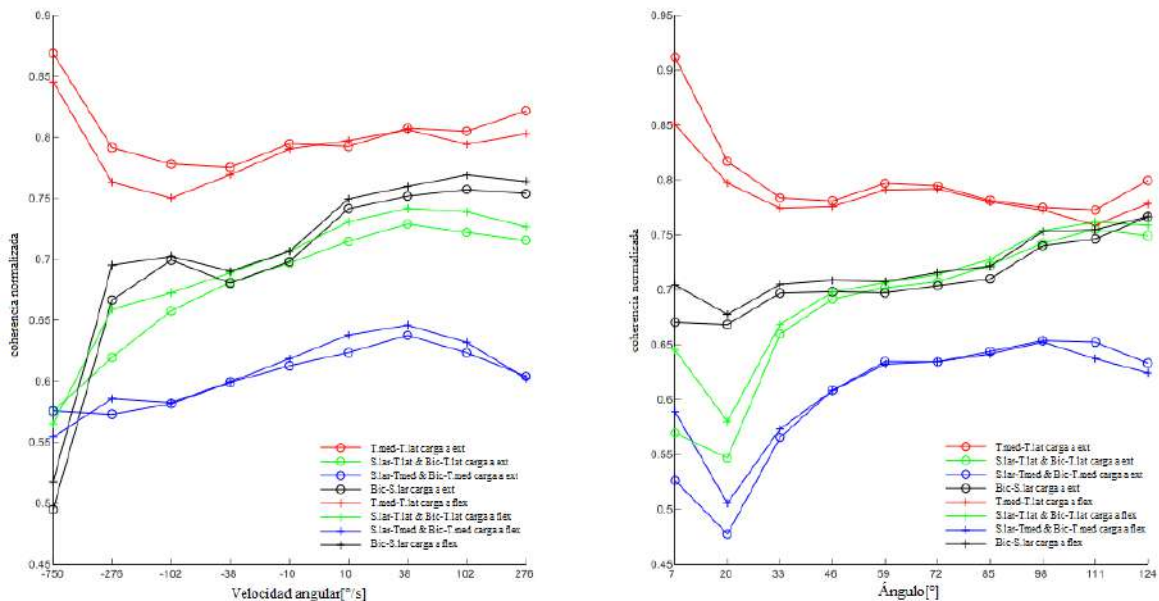


Figura 2-16. Función de coherencia promedio a través de las velocidades angulares (izquierda) y las posiciones angulares (derecha) de la articulación del codo por pares musculares. Los músculos son: bíceps (Bic), supinador largo (S. lar); tríceps lateral (T. lat) y tríceps medial (T. med), modificado de [102].



Se encontró un comportamiento diferente para la coherencia tiempo-frecuencia tríceps medial-tríceps lateral debido a que se observaron coherencias más altas a velocidades más altas y posiciones articulares más bajas durante la extensión del codo. El valor de la coherencia tiempo frecuencia mostró incremento con la posición articular. Se encontró un comportamiento diferente para la coherencia tiempo-frecuencia tríceps medial-tríceps lateral debido a que se observaron coherencias más altas a velocidades más altas y posiciones articulares más bajas durante la extensión del codo.

Se calcularon diferencias de los valores categorizados de coherencia muscular promedio de las señales de control muscular obtenidas durante mediciones reales respecto a las obtenidas mediante modelado neuromusculoesquelético computacional. La referencia del músculo bíceps se calculó del promedio de los valores categorizados de coherencia muscular promedio de las señales de control muscular donde se involucran los músculos bíceps largo y bíceps corto, ver Figura 2-17.

Se analizaron diferencias entre los valores categorizados de coherencia muscular promedio de las señales de control muscular obtenidas durante mediciones reales y las obtenidas mediante modelado neuromusculoesquelético computacional mediante prueba de Wilcoxon para cada combinación de pares de músculos en cada combinación de carga de 500 g o 1000 g de resistencia a la flexión o extensión. Se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas ( $p < 0.01$ ) para todos 24 casos (6 coherencias musculares x 2 niveles de carga x 2 tipos de resistencia).

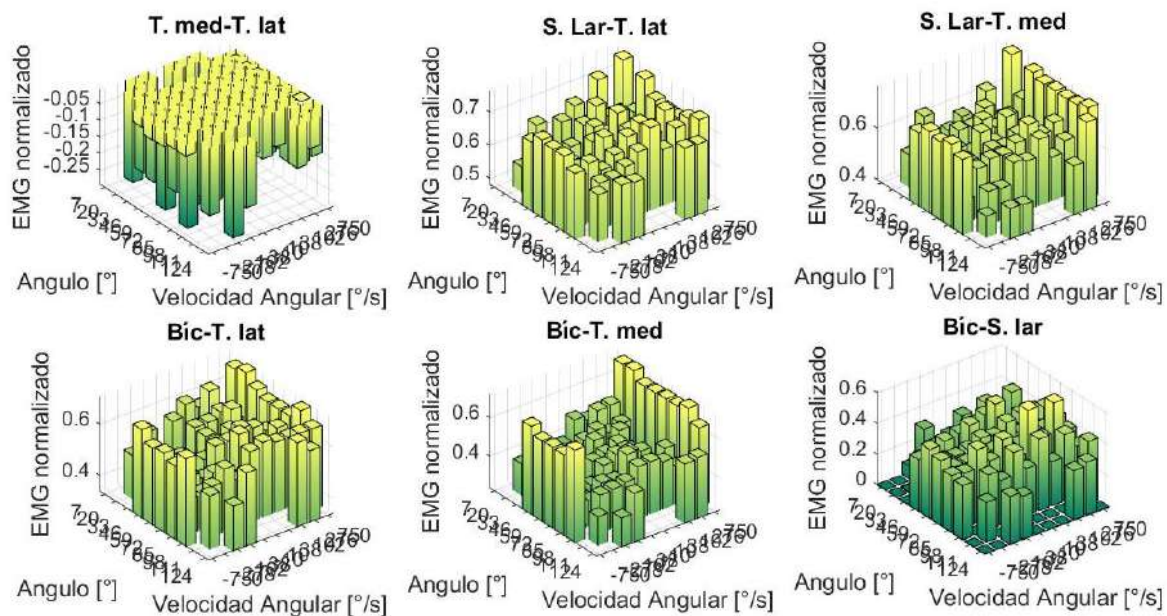


Figura 2-17 Diferencias de los valores categorizados de coherencia muscular promedio de las señales de control muscular obtenidas durante mediciones reales respecto a las obtenidas mediante modelado neuromusculoesquelético computacional. La referencia del músculo bíceps se calculó del promedio de los valores categorizados de coherencia muscular promedio de las señales de control muscular donde se involucran los músculos bíceps largo y bíceps corto.

En general los valores categorizados de coherencia muscular promedio de las señales de control muscular obtenidas durante mediciones reales son mayores que las obtenidas mediante modelado neuromusculoesquelético computacional excepto para la coherencia tríceps medial-tríceps lateral. Esto se debe probablemente a que el modelado neuromusculoesquelético computacional sobreestima las co-contracciones musculares para generar las fuerzas que conducen el movimiento en casos donde la gravedad o la inercia juegan un papel importante. Así mismo se aprecia que las mayores diferencias se encuentran a altas velocidades [98].

### 2.3 PATRONES DE COORDINACIÓN MUSCULAR DE SUJETOS SANOS DURANTE MOVIMIENTOS PROPIOS DE ACTIVIDADES DE LA VIDA DIARIA

Se obtuvieron patrones de coordinación muscular de voluntarios sanos utilizando la batería de evaluación funcional de la articulación de codo propuesta en la sección 1.4.3, ver Figura 2-18.

#### 2.3.1 Procesamiento de Señales de control muscular y cinemática articular

Los patrones de coordinación muscular de sujetos sanos durante propios de las actividades de la vida diaria fueron obtenidos de la misma muestra de pacientes, protocolos y métodos descritos en las secciones 2.1.1, 2.1.2 y 2.3. La maniobra de levantar el objeto con una mano por debajo del nivel del hombro (ver Figura 2-19) y la de colocar un objeto con ambas manos sobre la cabeza (ver Figura 2-20) fueron realizadas en dos intentos a 3 velocidades diferentes (baja, media y alta) completando todo el ciclo en 5 segundos, 3 segundos y 1 segundo respectivamente.

Levantar un objeto al nivel de la cintura	Colocar un objeto con ambas manos sobre la cabeza	Arrojar un objeto
		
Usar un cuchillo para cortar comida	Agarrar y beber de un vaso	Martillar
		

Figura 2-18 Maniobras de la batería de evaluación funcional de la articulación de codo propuesta.

Las maniobras de arrojar un objeto (ver Figura 2-21), así como la de agarrar y beber de un vaso fueron realizadas tres veces por cada individuo a la velocidad de su preferencia (ver Figura 2-23). La maniobra de uso de un cuchillo para cortar comida se realizó a la velocidad de preferencia de cada individuo, ver Figura 2-22. La maniobra de martillar se realizó tratando de sincronizar los golpes con un temporizador a 4 velocidades diferentes (60, 90, 120 golpes por minuto y tan rápido como le sea posible), ver Figura 2-24. Los valores promedio de límite de frecuencia de 3dB, ángulo y velocidad articular para el codo durante las diferentes maniobras de la batería de evaluación funcional de la articulación de codo propuesta anteriormente se muestran en la Tabla 2-VIII.

La activación muscular de cada músculo durante las contracciones concéntricas y excéntricas se dividió en cinco categorías de ángulo articular ( $0^{\circ}$ - $130^{\circ}$ ) y cinco categorías de velocidad angular articular ( $0^{\circ}/s$  –  $800^{\circ}/s$ ) con base en datos cinemáticos del codo [103]. El mismo análisis se hizo dividiendo la activación muscular de cada músculo durante las contracciones concéntricas y excéntricas en diez categorías de ángulo articular ( $0^{\circ}$ - $130^{\circ}$ ) y diez categorías de velocidad angular articular ( $0^{\circ}/s$  –  $800^{\circ}/s$ ) con base en datos cinemáticos del codo [104]. Los resultados de ambos análisis fueron similares. Se observaron diferencias significativas de activación muscular para actividad, músculo, ángulo y velocidad en contracciones concéntricas y excéntricas ( $p < 0.05$ ) [103] [104]. El aumento de la velocidad del movimiento del codo mostró un efecto mayor en la actividad de sEMG que el incremento del ángulo articular [104]. Todos los músculos presentaron mayores niveles de activación durante las contracciones concéntricas con incremento de actividad de sEMG creciente con incrementos de velocidad articular. Bíceps y supinador largo presentaron el mismo comportamiento durante la contracción excéntrica en la extensión del codo [104]. El tríceps medial y el tríceps lateral presentaron un comportamiento diferente en ángulos articulares grandes durante las contracciones excéntricas. Tríceps lateral presentó un incremento en la actividad sEMG con la posición de la articulación durante la flexión del codo, mientras que el tríceps medial lo mostraba durante la extensión del codo [104]. Lo anterior sugiere el uso de diferentes estrategias de control para los músculos extensores durante las actividades realizadas.

### **2.3.2 Categorización de Coherencia muscular tiempo-frecuencia**

Se calculó y se categorizó la coherencia muscular tiempo-frecuencia de las señales de control muscular obtenidas por electromiografía de superficie siguiendo los mismos métodos de las secciones 2.1.4 y 2.1.5.

Se estudió la confiabilidad test-retest de los valores categorizados de coherencia muscular promedio de las señales de electromiografía de superficie (sEMG) de cada una de las seis combinaciones posibles de pares de músculos (bíceps, tríceps medial, supinador largo y tríceps lateral), mediante el cálculo del coeficiente de correlación intraclass absoluto para el promedio de mediciones independientes en un modelo aleatorio de dos vías (ICC(A-k)). Los valores de coeficiente de confiabilidad intraclass ICC variaron entre  $ICC_{\text{Tríceps medial-Tríceps lateral}}=0.55-0.72$ ,  $ICC_{\text{Supinador Largo-Tríceps lateral}}=0.38-0.72$ ,  $ICC_{\text{Supinador Largo-Tríceps medial}}=0.56-0.82$ ,  $ICC_{\text{Bíceps-Tríceps lateral}}=0.40-0.75$ ,  $ICC_{\text{Bíceps-Tríceps medial}}=0.61-0.78$ ,  $ICC_{\text{Bíceps-Supinador Largo}}=0.37-0.75$ , ver Tabla 2-IX.

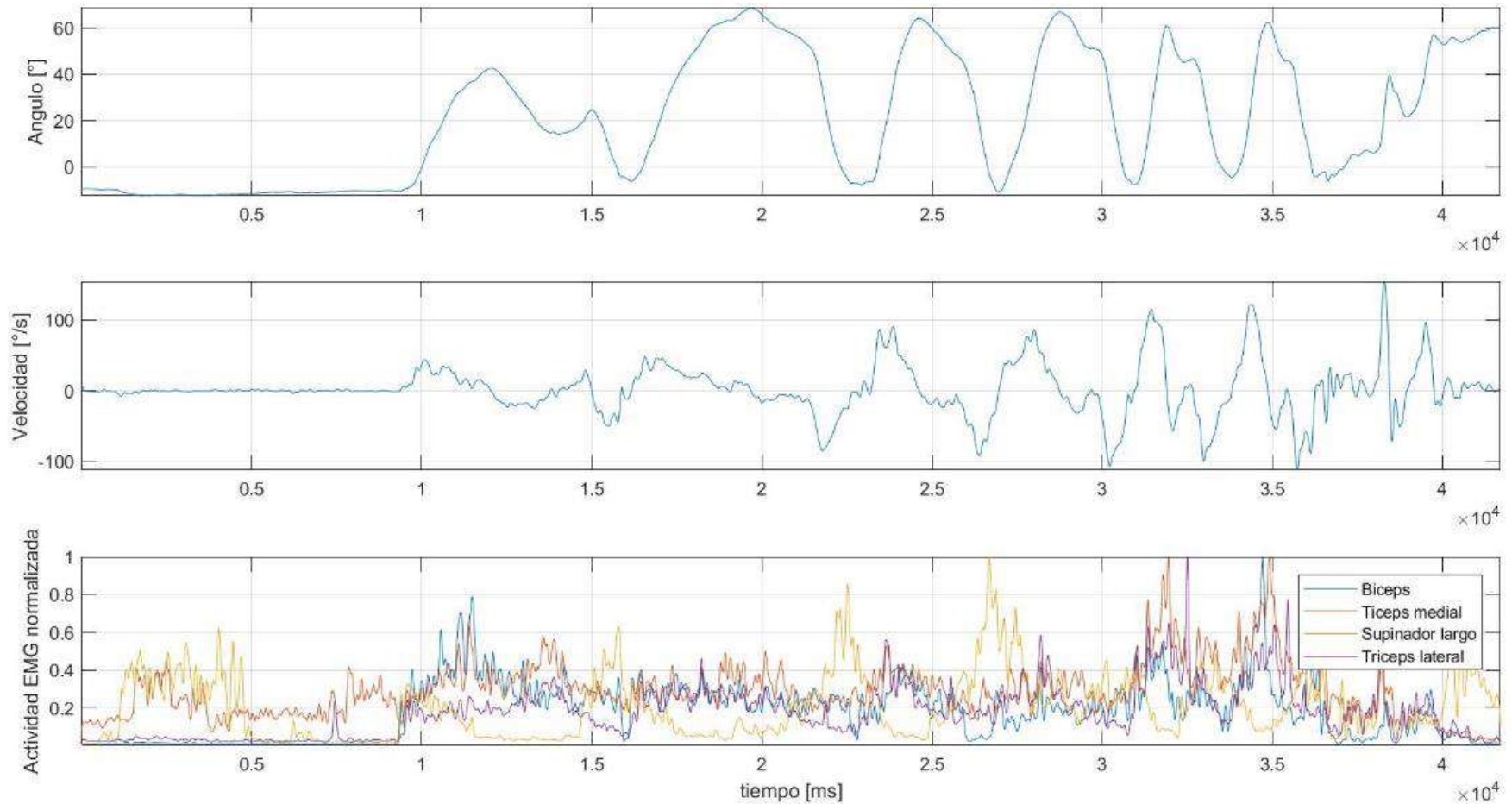


Figura 2-19 Para levantar el objeto con una mano por debajo del nivel del hombro, el individuo inicia el movimiento en posición anatómica de referencia de pie. El objeto que cuenta con un asa se encuentra a su lado al alcance de su brazo. Puede realizarse una leve flexión de las rodillas para recoger el objeto en caso de ser necesario. El individuo levanta el objeto principalmente con un movimiento de abducción del hombro.

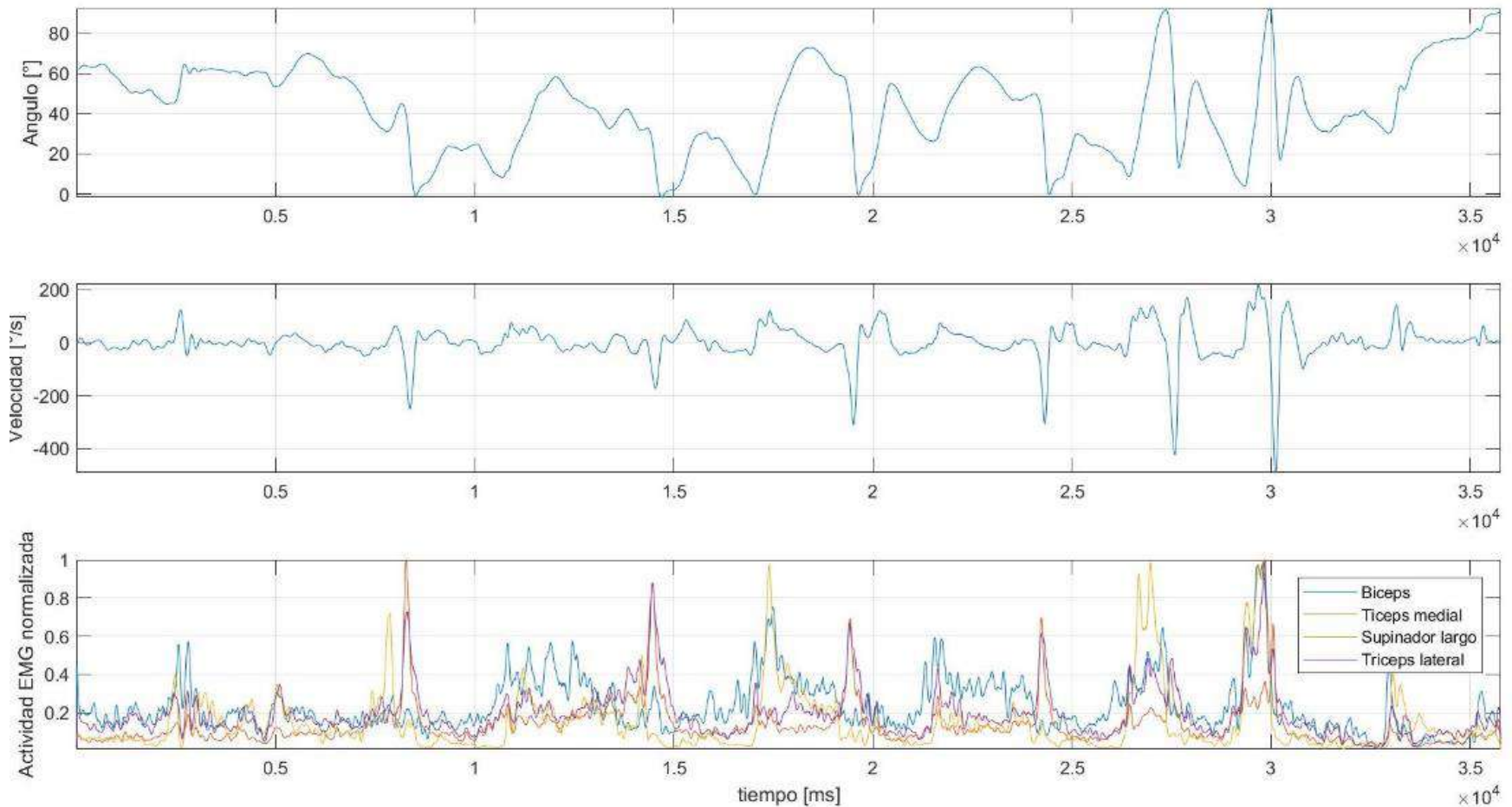


Figura 2-20 Para colocar un objeto con ambas manos sobre la cabeza el individuo inicia el movimiento en posición anatómica de referencia de pie. El individuo recibe a nivel de la cintura el objeto utilizando ambas manos y lo eleva hasta superar una marca por encima de su hombro donde lo suelta y entrega al evaluador.

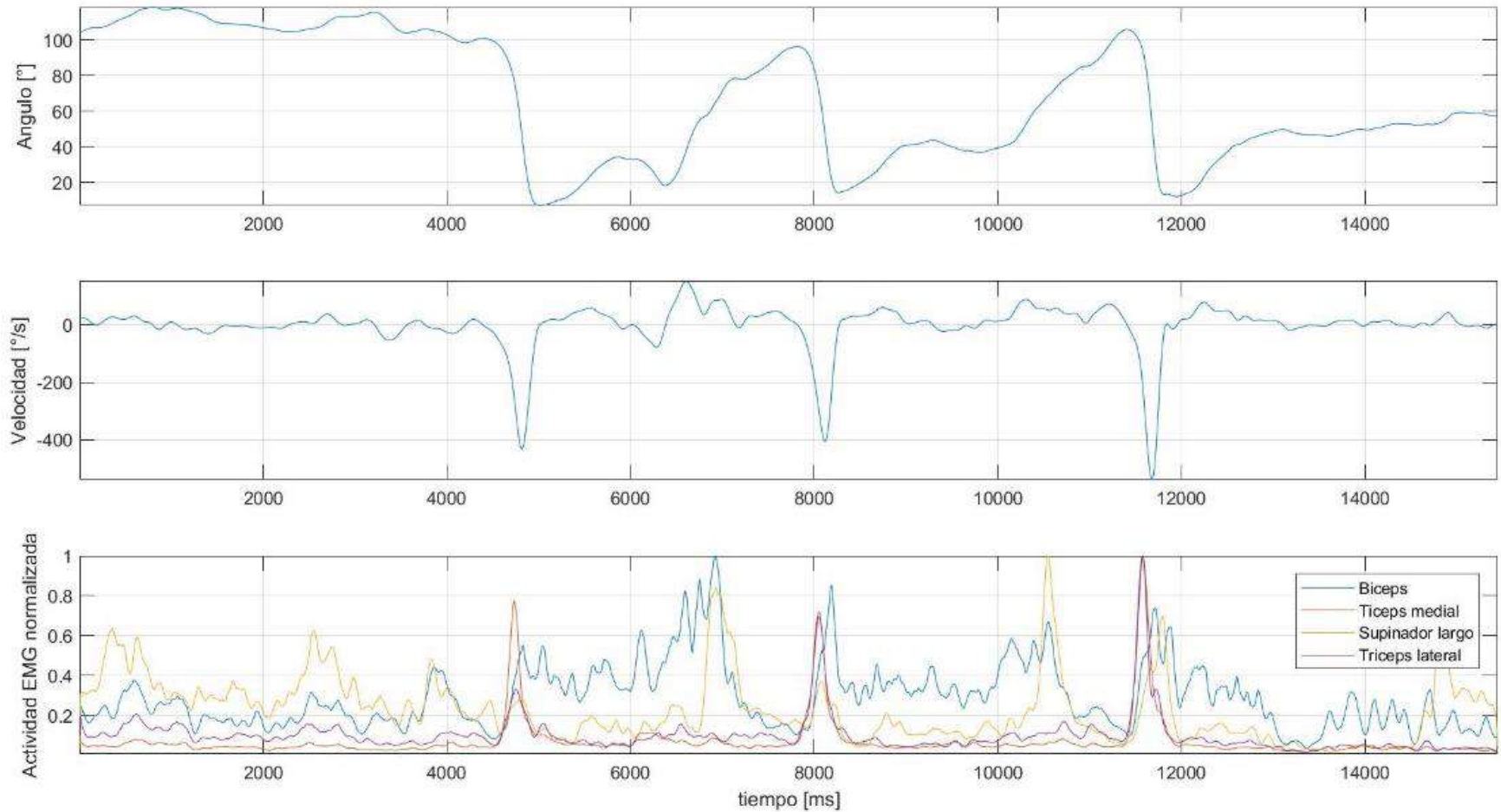


Figura 2-21 Para arrojar un objeto el individuo inicia el movimiento en posición de referencia de pie. El individuo estira la mano a la altura del hombro para recibir el objeto. El individuo prepara el lanzamiento llevando el objeto próximo a su hombro principalmente mediante la flexión del codo y rotación del hombro. Posición desde la cual se realiza el lanzamiento mediante extensión de codo y rotación de hombro.

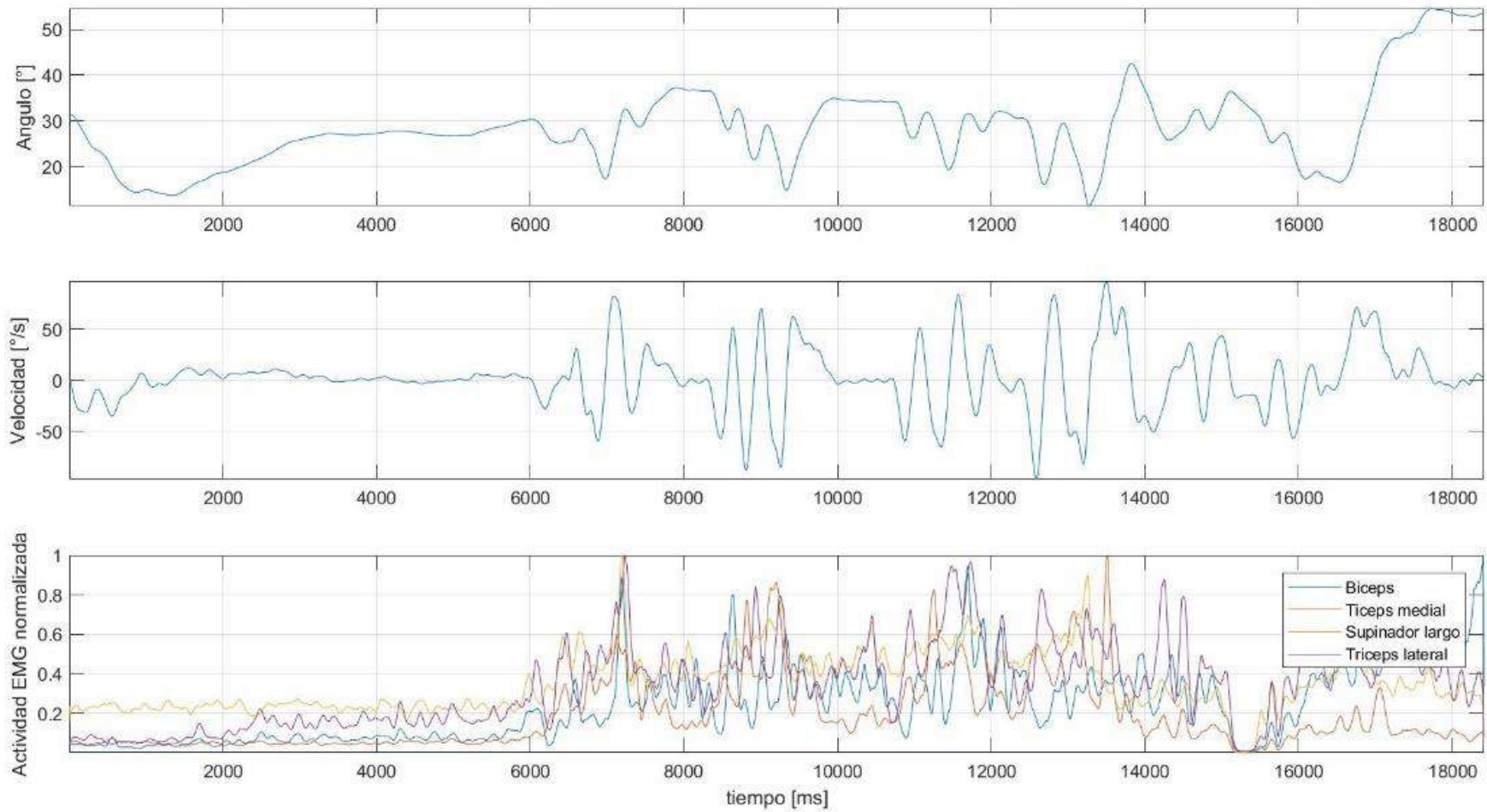


Figura 2-22 Para el uso de un cuchillo para cortar comida el individuo inicia el movimiento de pie con flexión de codo para posicionar los brazos sobre una mesa que se coloca a la altura de sus brazos flexionados. El individuo utiliza cuchillo en la mano bajo registro y tenedor en la mano contralateral para cortar una barra de galleta en tantas piezas como el prefiera.

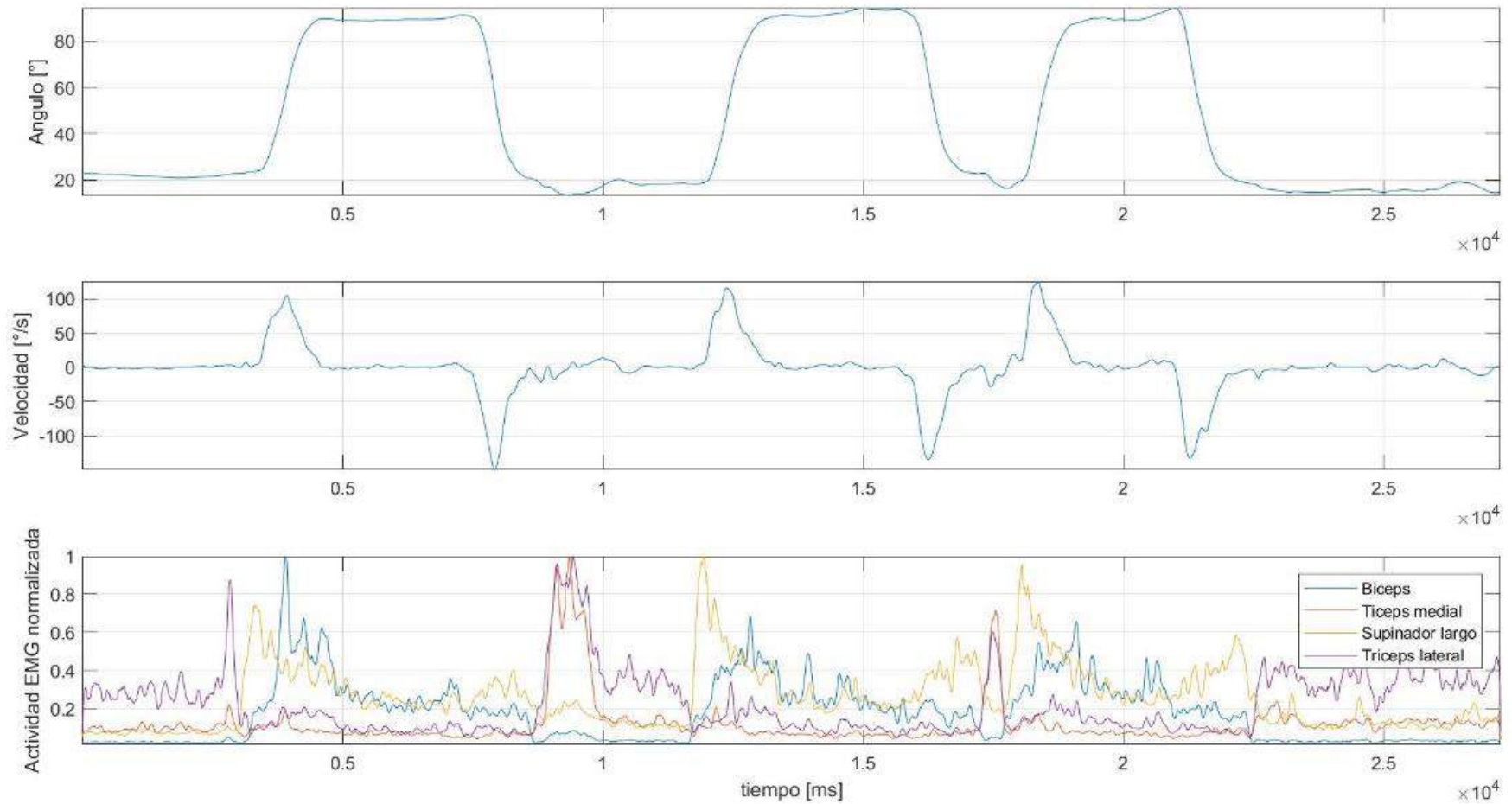


Figura 2-23 Para agarrar y beber de un vaso el individuo inicia el movimiento de pie con flexión de codo para posicionar los brazos sobre una mesa que se coloca a la altura de sus brazos flexionados. El individuo sujeta el vaso y llevándolo a la altura de su boca para beber de él.



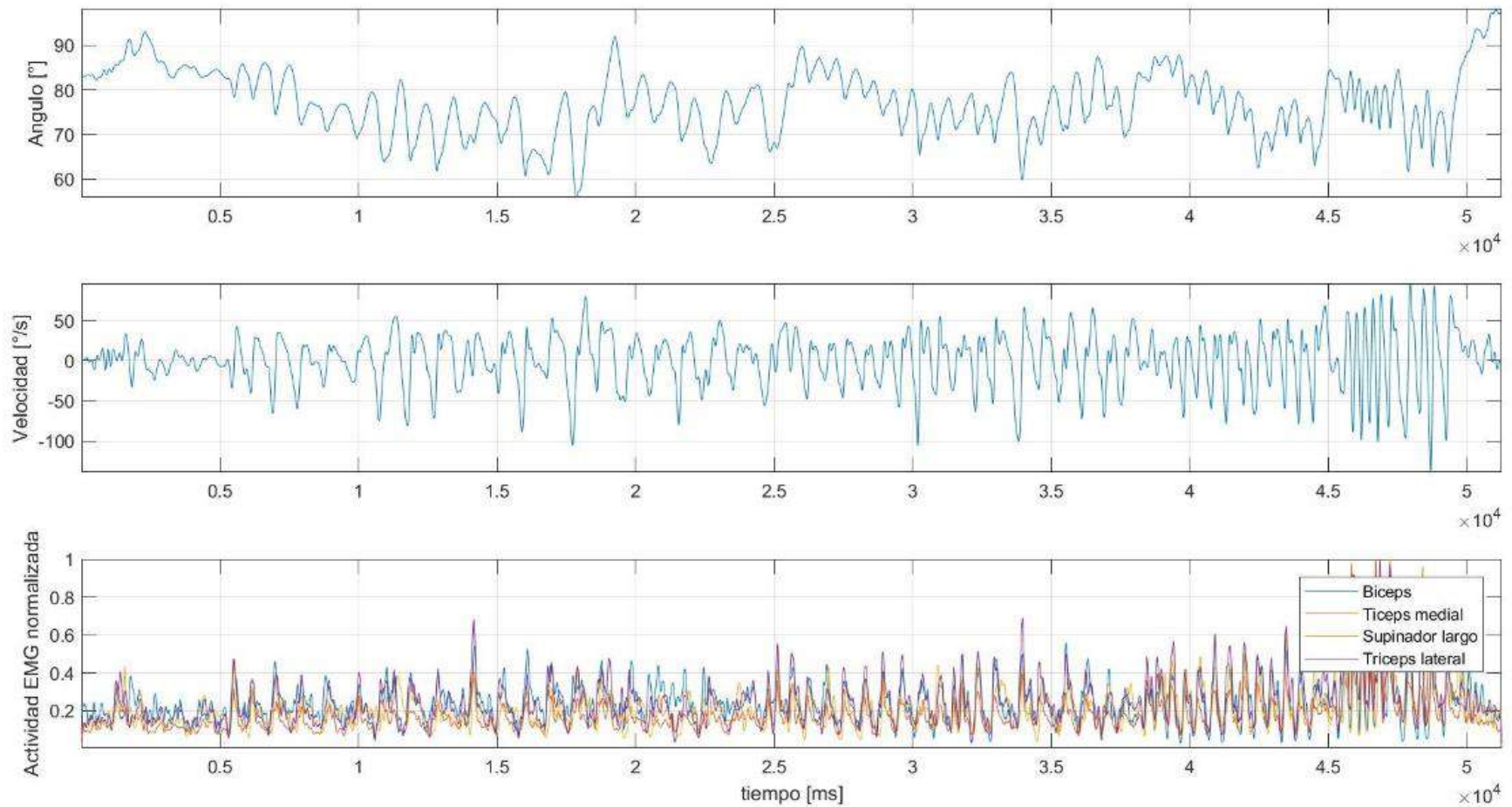


Figura 2-24 Para martillar el individuo inicia el movimiento de pie con flexión de codo para posicionar los brazos sobre una mesa que se coloca a la altura de sus brazos flexionados. El individuo sujeta un martillo con el que golpeará 8 cilindros de madera tratando de sincronizar los golpes con un temporizador a 4 velocidades diferentes (60 ppm, 90 ppm, 120 ppm y tan rápido como le sea posible).

Tabla 2-VIII Valores promedio de límite de frecuencia de 3dB, ángulo y velocidad articular para el codo durante las diferentes maniobras de la batería de evaluación funcional de la articulación de codo

Actividad	Frecuencia de 3dB [Hz] promedio $\pm$ DE	Ángulo [°] promedio $\pm$ DE	Velocidad de extensión máxima [°/s]	Velocidad flexión máxima [°/s]
1) levantar el objeto con una mano por debajo del nivel del hombro	2.29 $\pm$ 0.72	21.34 $\pm$ 30.40	335.00	241.60
2) Colocar un objeto con ambas manos sobre la cabeza	3.30 $\pm$ 0.43	31.66 $\pm$ 26.61	710.55	360.50
3) Arrojar un objeto	4.56 $\pm$ 0.93	51.38 $\pm$ 36.63	747.66	377.10
4) Usar un cuchillo para cortar comida	2.84 $\pm$ 0.71	38.46 $\pm$ 21.55	223.26	257.97
5) Agarrar y beber de un vaso	2.44 $\pm$ 0.57	52.27 $\pm$ 36.56	261.07	227.43
6) Martillar	2.45 $\pm$ 0.55	55.34 $\pm$ 24.03	257.23	217.64
Todas las actividades	2.98 $\pm$ 1.02	40.81 $\pm$ 31.45	747.66	377.10

Los valores son considerados suficientes a excelentes excepto por la coherencia tríceps lateral-supinador largo, tríceps lateral-bíceps al agarrar y beber de un vaso, así como supinador largo-bíceps al martillar.

Se realizó prueba Kolmogórov-Smirnov para investigar la hipótesis de distribución normal de los niveles promedio de coherencia muscular con un valor de significancia  $p=0.05$ . Se encontró que los niveles de actividad muscular no tienen una distribución normal ( $p<0.01$ ). Por lo tanto, se realizó transformación a una distribución normal de los niveles de coherencia de todas las actividades de la vida cotidiana y de los movimientos de flexión y extensión con carga y velocidad controladas. Primero los datos fueron transformados a una distribución uniforme mediante la función de distribución de probabilidad acumulada y posteriormente se realizó una transformación a una distribución normal. Los datos de coherencia transformados fueron analizados divididos por tipo de movimiento (flexión o extensión) y coherencia muscular (Tríceps medial-Tríceps lateral, Supinador Largo-Tríceps lateral, Supinador Largo-Tríceps medial, Bíceps-Tríceps lateral, Bíceps -Tríceps medial, Bíceps -Supinador largo).

Tabla 2-IX Confiabilidad test-retest de los valores categorizados de coherencia muscular promedio de las señales de electromiografía de superficie (sEMG) de cada una de las seis combinaciones posibles de pares de músculos.

ICC(A-k)	Tríceps medial-Tríceps lateral	Supinador Largo-Tríceps lateral	Supinador Largo-Tríceps medial	Bíceps - Tríceps lateral	Bíceps - Tríceps medial	Bíceps - Supinador largo
1) levantar el objeto con una mano por debajo del nivel del hombro	0.66	0.59	0.57	0.61	0.78	0.71
2) Colocar un objeto con ambas manos sobre la cabeza	0.72	0.72	0.53	0.52	0.61	0.75
3) Arrojar un objeto	0.58	0.62	0.70	0.54	0.77	0.42
4) Usar un cuchillo para cortar comida	0.64	0.69	0.82	0.72	0.72	0.40
5) Agarrar y beber de un vaso	0.55	0.38	0.56	0.40	0.65	0.51
6) Martillar	0.68	0.69	0.63	0.75	0.76	0.37

Para cada combinación de tipo de movimiento y coherencia muscular se aplicó prueba de análisis de la varianza de 3 vías (ANOVA-3 vías) para investigar los efectos de ángulo (10 intervalos de ángulos 0° a 130°), velocidad (5 intervalos de 0 a 1097°/s) y Actividad (10 actividades diferentes: 1) Flexión-extensión de codo con resistencia a extensión 500g, 2) Flexión-extensión de codo con resistencia a extensión 1000g, 3) Flexión-extensión de codo con resistencia a flexión 500g, 4) Flexión-extensión de codo con resistencia a flexión 1000g, 5) levantar el objeto con una mano por debajo del nivel del hombro, 6) Colocar un objeto con ambas manos sobre la cabeza, 7) Arrojar un objeto, 8) Usar un cuchillo para cortar comida, 9) Agarrar y beber de un vaso, 10) Martillar). Únicamente se encontraron efectos principales de la actividad en la coherencia bíceps-tríceps lateral durante el movimiento de extensión a lo largo de todas las actividades ( $p < 0.01$ ), ver Tabla 2-X.

Los valores categorizados de coherencia muscular promedio de las señales de electromiografía de superficie (sEMG) en todas las actividades de cada combinación de pares de músculos (bíceps, tríceps medial, supinador largo y tríceps lateral) pueden apreciarse en la Figura 2-25.

En un análisis de comparaciones múltiples a posteriori se analizaron las diferencias encontradas de la actividad en la coherencia bíceps-tríceps lateral durante el movimiento de extensión a lo largo de todas las actividades y se identificó que las actividades de extensión con resistencia de 1000g y martillar son las que presentan diferencias estadísticamente significativas ( $p < 0.01$ ). Esto debido a que estas son actividades donde se requiere de generar mayor fuerza durante la extensión requiriendo así de estrategias de coordinación muscular diferentes entre músculos antagonistas, ver Figura 2-26.

Tabla 2-X Análisis de la varianza de 3 vías (ANOVA3) para investigar los efectos de ángulo (10 intervalos de ángulos 0° a 130°), velocidad (5 intervalos de 0 a 1097°/s) y Actividad (10 actividades) sobre la coherencia muscular (6 diferentes) para cada tipo de movimiento (flexión o extensión).

Tipo de Movimiento	Interacción	Tríceps medial-Tríceps lateral	Supinador Largo-Tríceps lateral	Supinador Largo-Tríceps medial	Bíceps-Tríceps lateral	Bíceps - Tríceps medial	Bíceps - Supinador largo
Extensión	Act	0.43	0.35	0.30	0.00	0.15	0.55
	Ang*Vel	0.98	0.55	1.00	0.94	0.95	0.99
	Ang*Act	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00
	Vel*Act	0.69	0.57	0.98	0.66	0.61	0.91
	Ang*Vel*Act	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00
Flexión	Act	0.89	0.60	0.87	0.39	0.73	0.91
	Ang*Vel	0.76	0.48	0.95	0.98	0.84	0.86
	Ang*Act	0.99	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00
	Vel*Act	0.97	0.42	0.96	0.95	0.99	0.52
	Ang*Vel*Act	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00	1.00

Después de observar que la actividad no tiene influencia significativa sobre los niveles de coherencia muscular, se realizó una prueba ANOVA de 3 vías para investigar el posible efecto de la combinación muscular (6 diferentes), la posición angular (10 intervalos de ángulos 0° a 130°), y la velocidad angular (5 intervalos de 0 a 1097°/s) sobre el nivel de coherencia. De este análisis se encontraron diferencias significativas para la interacción velocidad-par muscular y velocidad-ángulo articular. En un análisis de comparaciones múltiples a posteriori se encontraron comportamientos similares entre las siguientes coherencias: 1)Tríceps medial-Tríceps lateral y Bíceps-Tríceps lateral, 2)Supinador largo-Tríceps lateral y Bíceps-Tríceps medial y 3)Supinador largo-Tríceps medial y Bíceps-Supinador largo, ver Figura 2-27.

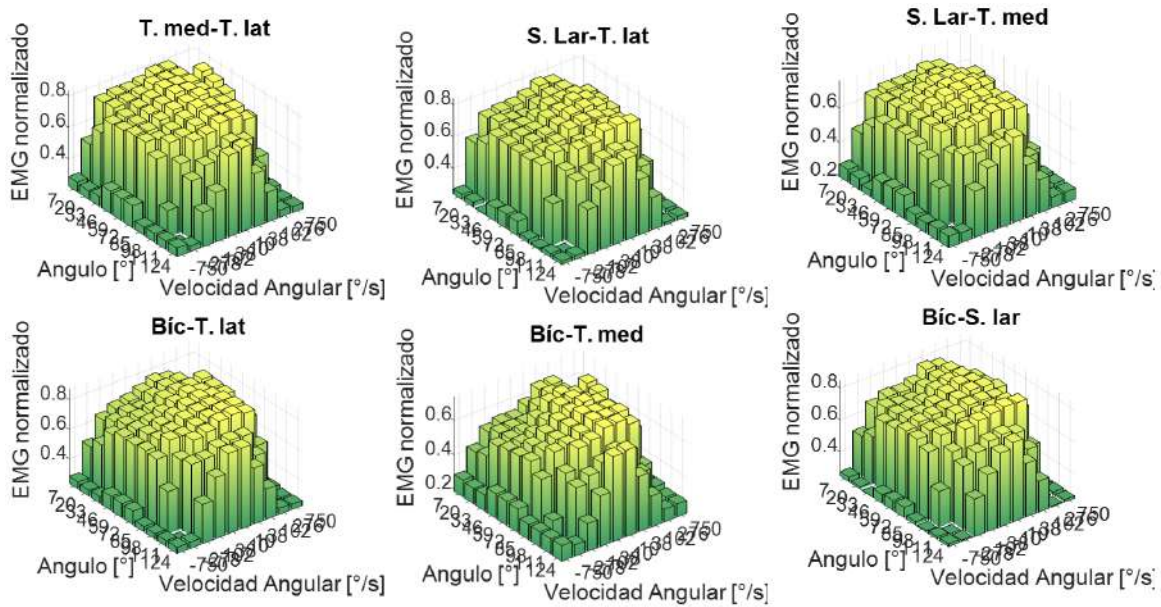


Figura 2-25 Valores categorizados de coherencia muscular promedio de las señales de electromiografía de superficie (sEMG) en todas las actividades de cada combinación de pares de músculos (bíceps, tríceps medial, supinador largo y tríceps lateral).

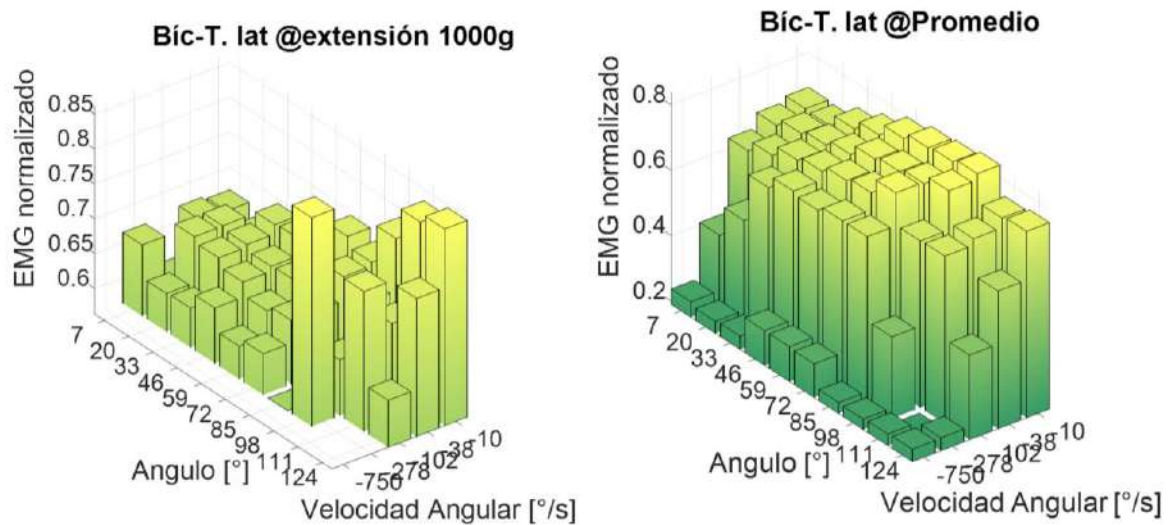


Figura 2-26 Valores categorizados de coherencia muscular promedio bíceps-tríceps lateral de las señales de electromiografía de superficie (sEMG) en extensión con resistencia de 1000g y en promedio de 8 actividades.

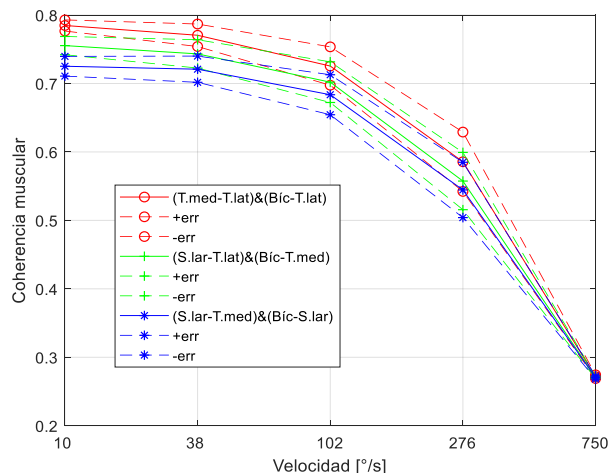


Figura 2-27 Coherencia muscular promedio en función velocidad de flexión y par de músculos para todas las posiciones angulares. Las líneas punteadas muestran las bandas de confianza de las mediciones en función del error estándar de medición.

El análisis muestra como la coherencia muscular disminuye a medida que aumenta la velocidad de la flexión muscular durante cualquier actividad ya sea a velocidad y carga controladas o durante las actividades de la vida cotidiana. También puede apreciarse como a medida que aumenta la velocidad la coherencia entre pares musculares se vuelve similar. A una velocidad de  $10^{\circ}/s$  existen tres niveles de coherencia muscular fácilmente distinguibles. A una velocidad de  $38^{\circ}/s$  únicamente es posible distinguir 2 niveles de coherencia muscular. A partir de una velocidad de  $102^{\circ}/s$  los niveles de coherencia muscular se superponen. Esto hace suponer la existencia de una ley de control neuromuscular similar en los músculos de la articulación del codo, haciéndose más evidente a medida que aumenta la velocidad.

De manera similar después de un análisis de comparaciones múltiples a posteriori se encontró que el ángulo no tiene efecto significativo sobre la coherencia muscular a velocidades elevadas, ver Figura 2-28. En este análisis puede apreciarse un incremento de la coherencia muscular directamente proporcional al valor de posición articular, por lo menos hasta los  $98^{\circ}$  donde se aprecia una drástica disminución. Por otro lado, también puede observarse como la relación inversamente proporcional entre la coherencia muscular y la velocidad articular. Es importante destacar el hallazgo de que a velocidades musculares elevadas la posición angular deja de tener un efecto significativo sobre la coherencia muscular.

Finalmente, también se realizó análisis de comparaciones múltiples a posteriori sobre el movimiento en extensión encontrando únicamente la velocidad angular y el par de músculos analizados tienen un efecto sobre la coherencia muscular. Además, se encontró que casi todas las combinaciones de músculos estudiados se comportan de manera similar excepto por las combinaciones tríceps medial-supinador largo & tríceps medial-bíceps, ver Figura 2-29.

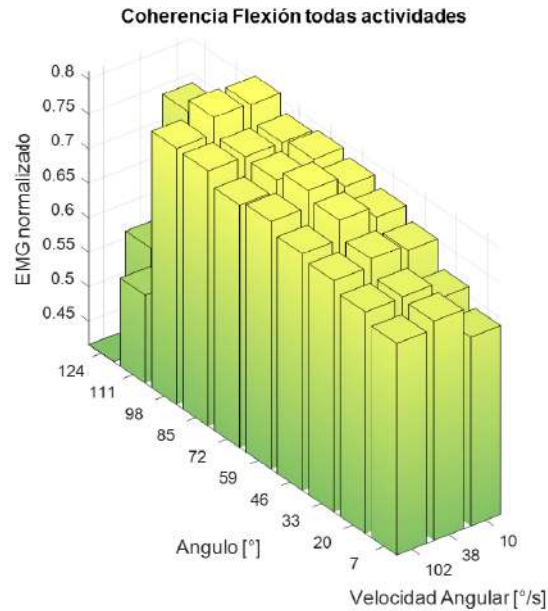


Figura 2-28 Coherencia muscular en función de velocidad y posición angular para todos los pares de músculos.

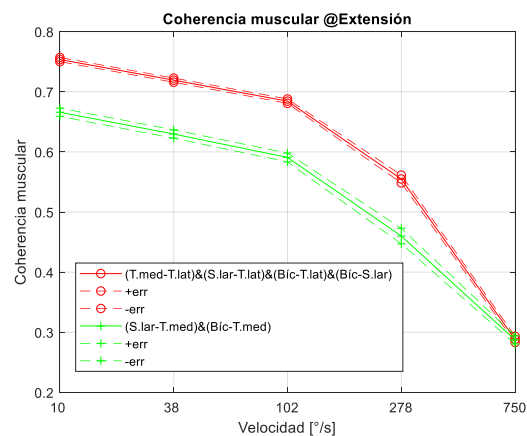


Figura 2-29 Coherencia muscular promedio en función velocidad de extensión y par de músculos para todas las posiciones angulares. Las líneas punteadas muestran las bandas de confianza de las mediciones en función del error estándar de medición.

Puede observarse un comportamiento similar al de la coherencia muscular durante el movimiento en flexión donde la coherencia disminuye a medida que aumenta la velocidad angular. Puede observarse que a velocidades angulares altas la coherencia muscular es similar indistintamente del par muscular analizado. Esto apoya la teoría de una ley de control neuromusculoesquelética general para el movimiento de la articulación del codo.

## **2.4 PATRONES DE COORDINACIÓN MUSCULAR DE SUJETOS CON PARÁLISIS CEREBRAL DURANTE MOVIMIENTOS DE FLEXIÓN-EXTENSIÓN A VELOCIDAD Y RESISTENCIA CONTROLADAS**

Los patrones de coordinación muscular de con parálisis cerebral (PC) de tipo hemiparesia espástica durante movimientos de flexión-extensión a velocidad y resistencia controladas se obtuvieron de una muestra de 5 niños (3 hombres, 2 mujeres) con edad promedio de  $9.2 \pm 2.3$  años, ver Tabla 2-XI. Posterior firma de consentimiento y asentimiento informado se realizaron valoraciones clínicas por un médico especialista en rehabilitación pediátrica y ejercicios de flexión-extensión. Se utilizó escala de Tardieu modificado (MTS) [16] y escala de Ashworth modificado (MAS) [15] para calificar la espasticidad. El Sistema de Clasificación de Habilidad Manual (MACS) se usó para describir la capacidad de los niños con PC de usar sus manos durante las actividades de la vida diaria [105]. El sistema de clasificación de la función motora gruesa (GMFCS) se utilizó para describir las habilidades de movimiento motor grueso autoiniciadas de los niños con PC [106]. Los ejercicios de flexo-extensión se realizaron usando una máquina de poleas con un protocolo descrito previamente [90]. El antebrazo de los sujetos fue conectado a una palanca metálica para garantizar la alineación del centro de la polea con el centro de rotación de la articulación de codo. Se realizaron 2 series de movimientos de flexo-extensión de  $0-130^\circ$  con resistencia a la flexión y resistencia a la extensión constantes. Mediante una pantalla y un sistema de retroalimentación visual se aseguró que el movimiento se realice a 4 velocidades angulares predefinidas ( $30^\circ/s$ ,  $50^\circ/s$ ,  $80^\circ/s$ ,  $100^\circ/s$ ), ver Figura 2-30.

Se utilizaron cargas de 500 g y 1000 g para realizar los movimientos, las cuales representan 0.2 Nm y 0.4 Nm respectivamente. La actividad muscular se registró mediante electromiografía de superficie bipolar SX230FW (Biometrics Ltd, Reino Unido) a una frecuencia de muestreo de 1000Hz utilizando el sistema DataLog (Biometrics Ltd, Reino Unido). La información cinemática se obtuvo mediante un electrogoniómetro digital SG110 (Biometrics Ltd, Reino Unido) conectado al DataLog y un sistema Optitrack Optiflex (Natural Point, EE. UU.) del LAMH-INRLGII [91], el modelo biomecánico para miembro superior Schmidt et al [92] - Williams et al [93]. El cálculo de los ángulos articulares a partir de los datos obtenidos del sistema Optitrack se realizó utilizando la herramienta Mulie (RPE, Universidad RWTH, Alemania) [94] para Matlab R2007 (Mathworks, EE. UU.). Electrodo de Ag-AgCl se colocaron sobre los músculos bíceps, tríceps medial, supinador largo y tríceps lateral con una distancia entre electrodos de 2mm de acuerdo a las recomendaciones del SENIAM [95]. Los electrodos del músculo supinador largo se colocaron sobre el vientre muscular a un tercio de distancia respecto la fosa cubital. Todas las mediciones se realizaron en el Laboratorio de Análisis de Movimiento (LAMH). El protocolo para la medición de los patrones de coordinación muscular fue aprobado por los comités de ética e investigación del Instituto Nacional de Rehabilitación Luis Guillermo Ibarra Ibarra (INR-LGII) con el número de protocolo **INR09/17**.

### **2.4.1 Procesamiento de Señales de control muscular y cinemática articular**

Las señales de control muscular obtenidas mediante electromiografía de superficie (sEMG) así como la señal de la cinemática articular fueron procesados con los mismos métodos que los mencionados en los apartados 2.1.1 y 2.1.2, ver Figura 2-30. Se obtuvo una velocidad máxima de flexión angular del codo de  $450^\circ/s$  y una velocidad máxima de extensión angular fue de  $400^\circ/s$ .



Tabla 2-XI Características clínicas de niños con parálisis cerebral (PC) de tipo hemiparesia espástica, modificado de [107].

ID	Edad	Genero	Lateralidad	GMFCS	MACS	MTS (extensión)	MTS (flexión)	MAS
1	13	Femenino	Derecha	I	II	2	1	1
2	8	Masculino	Derecha	I	II	1	1	1
3	7	Masculino	Derecha	I	II	2	2	1
4	9	Masculino	Derecha	I	II	1	1	1
5	9	Femenino	Derecha	I	II	2	1	1

MTS: escala de Tardieu modificada. MAS: escala de Ashworth modificada. GMFCS: sistema de clasificación de la función motora gruesa. MACS: Sistema de Clasificación de Habilidad Manual

#### 2.4.2 Categorización de Señales de control muscular

Las señales de control muscular obtenidas por electromiografía de superficie fueron categorizadas de manera similar a la sección 2.1.3 y se compararon contra los Patrones de coordinación muscular de sujetos sanos durante movimientos de flexión-extensión a velocidad y resistencia controladas de la sección 2.2, ver Figura 2-31. Aquí se definieron 4 categorías de ángulos articulares y 4 de velocidad angular. Las categorías se definieron en función de los datos analizados con el objetivo de tener cantidades similares de datos en cada categoría que permitieran detectar una diferencia de al menos el 5% con una potencia estadística del 80%. Las categorías utilizadas fueron 0°-50°, 50°-70°, 70°-80° y >80° para el ángulo articular y 0°/s-5°/s, 5°/s-19°/s, 19°/s-60°/s y >60°/s para la velocidad angular articular. En total, se evaluaron 128 categorías de envolventes de sEMG por músculo (dos grupos x dos tipos de contracción x cuatro intervalos de velocidad angular articular x cuatro intervalos de posición articular x dos resistencias). Se aplicó una prueba ANOVA de tres vías en el sEMG normalizado para determinar los efectos de 1) grupo, 2) carga y 3) tipo de contracción para cada músculo con un valor de significancia estadística  $p \leq 0.05$ . Para evaluar los efectos de 1) grupo, 2) posición angular articular y 3) velocidad angular articular para cada músculo, en cada resistencia y tipo de contracción, se realizó una segunda prueba ANOVA de tres vías sobre el sEMG normalizado utilizando un nivel de significancia estadística  $p \leq 0.05$ . Los datos de la envolvente de sEMG normalizados se transformaron en una distribución normal para cumplir con los requisitos de las pruebas ANOVA. Se crearon regresiones lineales a la envolvente de sEMG y a la velocidad articular para comparar el efecto de la velocidad para diferentes músculos. Las pruebas ANOVA ( $p < 0.05$ ) se realizaron en la pendiente de las regresiones lineales para determinar los efectos principales y mixtos de 1) grupo, 2) carga y 3) músculo. Se realizaron transformaciones para distribuciones gaussianas para las pendientes de las regresiones lineales cuando fue necesario. En general, se observó una actividad muscular creciente con el aumento de velocidad angular articular.

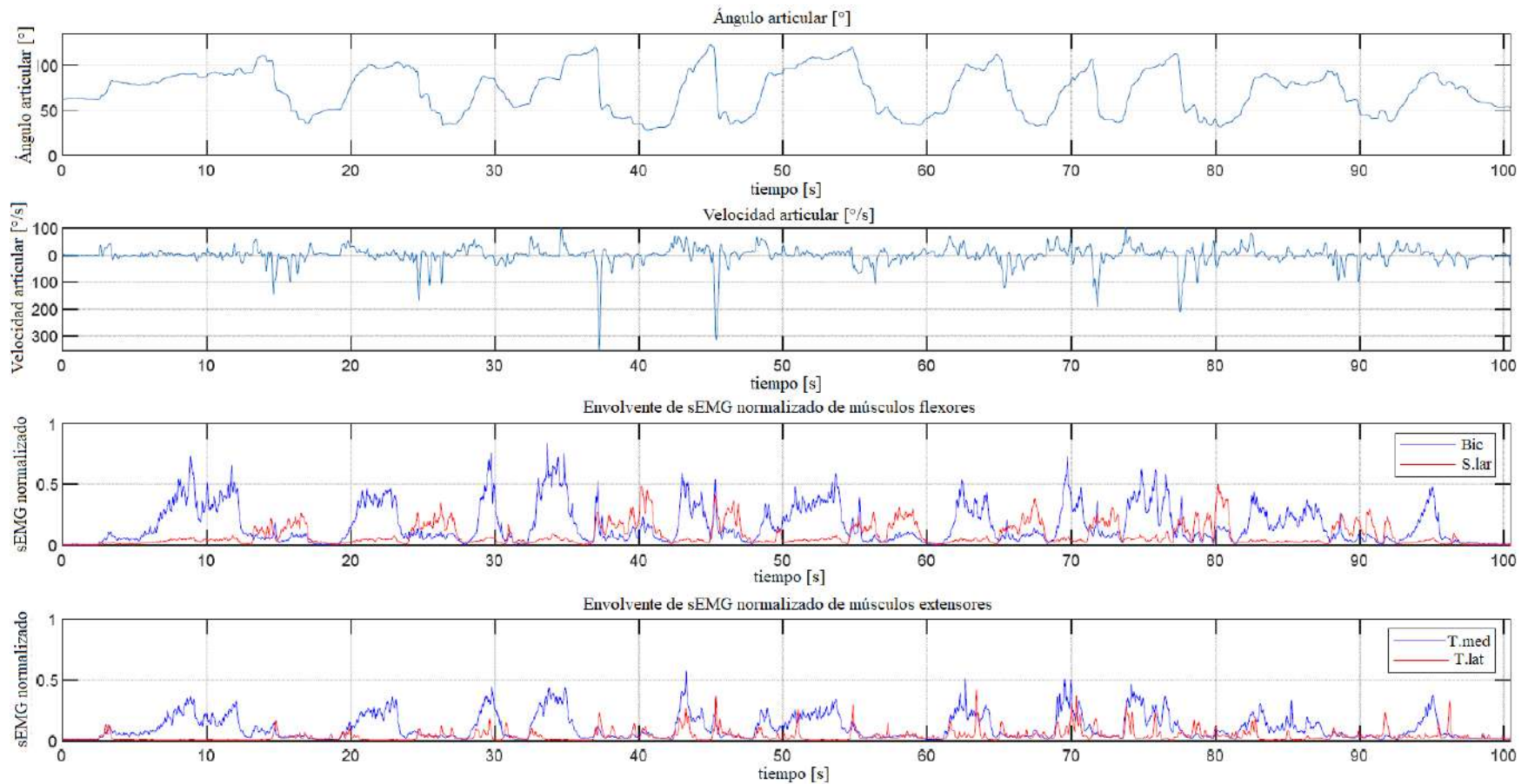


Figura 2-30 Señales de control muscular de músculos flexores y extensores obtenidas de un sujeto con parálisis cerebral durante maniobras de flexo-extensión con resistencia a la extensión de 0.5 kg. En la figura se muestran de arriba abajo: 1) ángulo de flexo-extensión del codo; 2) velocidad angular del codo; 3) activación muscular de músculos flexores: bíceps (Bic), supinador largo (S. Lar) y 4) activación muscular de músculos extensores: tríceps lateral (T. lat) y tríceps medial (T. med). Modificado de [107].

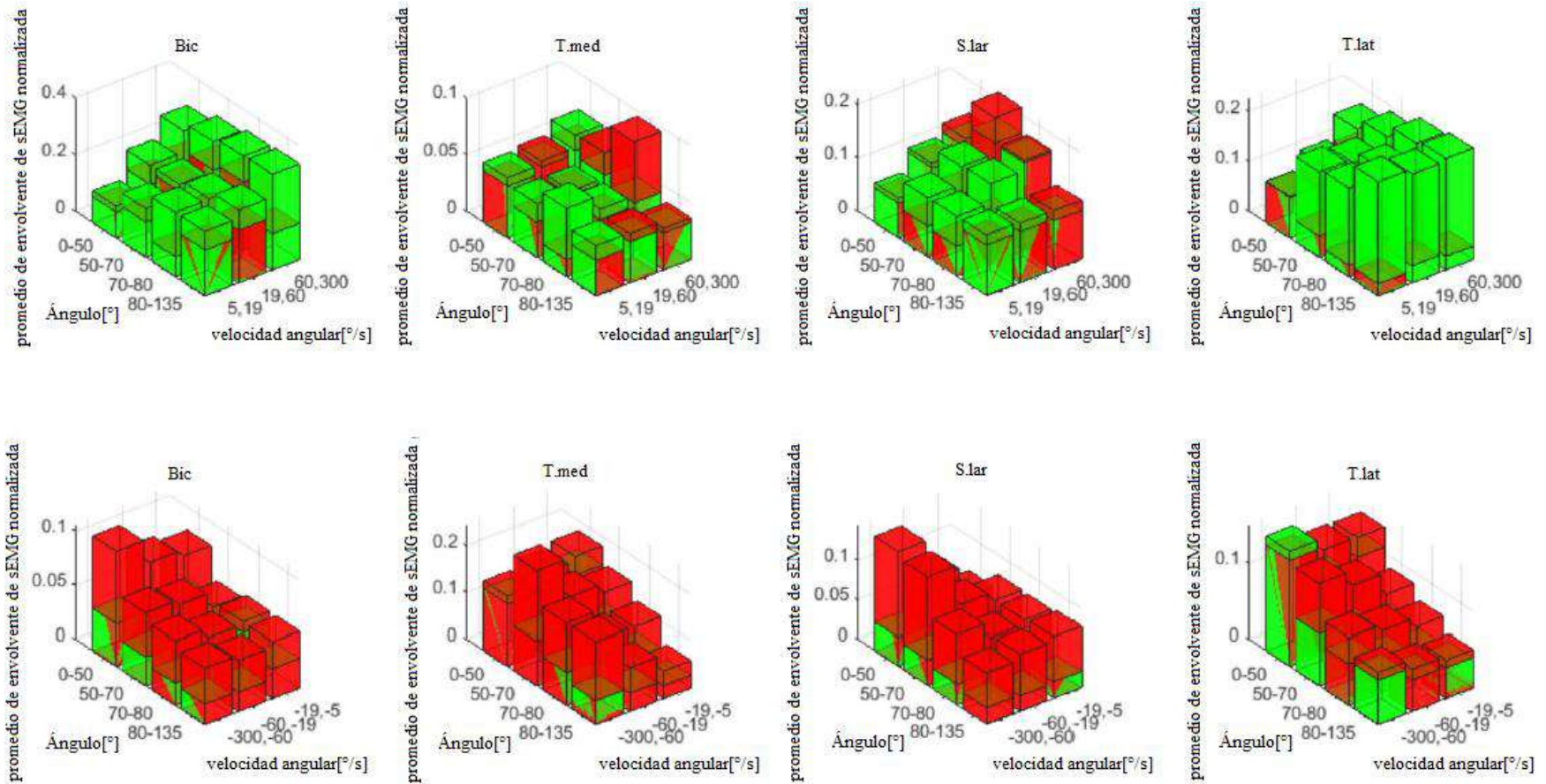


Figura 2-31 Valores promedio categorizados de las envolventes de sEMG normalizadas de cada músculo (Bic: bíceps; S. lar: supinador largo; T. med: tríceps medial; T. lat: tríceps lateral). La fila superior son categorías para flexión con resistencia de 1 kg. La fila inferior son categorías para extensión con resistencia de 1 kg. El color verde son promedio de envolventes normalizadas de sEMG de niños sanos (N). El color rojo son promedio de envolventes de sEMG normalizados de niños con parálisis cerebral (PC). Modificado de [107].

Las pruebas ANOVA de tres vías mostraron efectos principales y mixtos para 1) grupo, 2) carga, 3) tipo de contracción, 4) posición articular y 5) velocidad angular articular para cada músculo de envoltura de la sEMG normalizada ( $p < 0.01$ ). Las regresiones lineales de la envoltura sEMG normalizada y la velocidad presentaron un error cuadrático medio (RMSE) de  $0.07 \pm 0.05$  y un coeficiente de determinación promedio ( $R^2$ ) de  $0.06 \pm 0.07$ . La pendiente de las regresiones lineales de la envoltura de la sEMG normalizada y la velocidad angular articular entre  $50^\circ$  y  $70^\circ$  se muestran en la Figura 2-32.

Las pruebas ANOVA mostraron solo los efectos principales del grupo en la pendiente de las regresiones lineales de velocidad y la envoltura de la sEMG normalizada ( $p < 0.01$ ). En general, la pendiente de las regresiones lineales de la envoltura de la sEMG normalizada y la velocidad fueron mayores en los niños con PC. Aunque la carga no mostró efectos estadísticamente significativos sobre la pendiente de las regresiones lineales ( $p > 0.05$ ), se encontró una pendiente creciente para cargas más altas. La mayoría de las pendientes de regresiones lineales de la envoltura de la sEMG normalizada y la velocidad sEMG normalizadas fueron positivas. Sin embargo, se encontró una pendiente negativa para bíceps durante los movimientos de extensión y tríceps medial durante los movimientos de flexión en niños sanos.

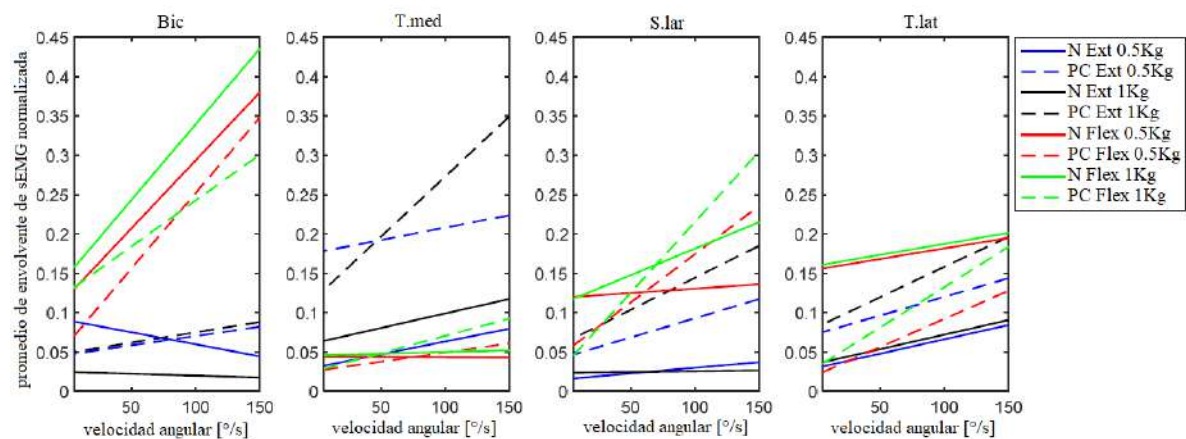


Figura 2-32 Regresiones lineales de la envoltura de sEMG normalizadas respecto a velocidad articular para un ángulo articular entre  $50^\circ$  y  $70^\circ$  para niños sanos (N) y niños con parálisis cerebral (PC) de cada músculo (Bic: bíceps; S. lar: supinador largo; T. med: tríceps medial; T. lat: tríceps lateral). en los movimientos de flexión (flex) y extensión (ext).

# 3 PREDICCIÓN DE ESPASTICIDAD

---

Durante la evaluación clínica de la espasticidad, el examinador estira rápidamente el músculo en estudio. Luego, el músculo se contrae concéntricamente como un reflejo fisiológico normal a este estiramiento pasivo. Sin embargo, en presencia de espasticidad, el reflejo de estiramiento aumenta. Esta hiperactividad muscular se traduce a nivel articular en resistencia al estiramiento de la articulación o, en casos más graves, en inversión de la dirección del movimiento articular. Durante el movimiento activo también se produce estiramiento de los músculos durante la contracción excéntrica. Por lo tanto, la hiperactividad muscular dependiente de la velocidad de movimiento en correspondencia con la definición de espasticidad [8], puede estimarse a partir de sEMG durante la contracción excéntrica de los músculos. En este análisis asumimos que el reflejo de estiramiento de los músculos inducido por la espasticidad durante la contracción excéntrica conducirá a valores de activación muscular más altos dependiendo de la velocidad de los sujetos que padecen espasticidad, en comparación con los valores de activación muscular que dependen de la velocidad de sujetos sanos. Aquí se presenta un modelo para proporcionar un método práctico para estimar la espasticidad a partir de la actividad muscular y la velocidad de la articulación durante la contracción excéntrica. El modelo se desarrolló en una forma general para que pueda aplicarse a una variedad de articulaciones esto se demuestra mediante su capacidad para ajustar datos de diferentes músculos.

## 3.1 DESARROLLO

El movimiento de una articulación es el resultado de factores internos como los músculos involucrados y factores ambientales como la gravedad y las fuerzas externas. El ángulo y la velocidad angular de la articulación están relacionados con la longitud muscular y la velocidad de los cambios de longitud de los músculos involucrados respectivamente [108], [109]. Tanto la longitud muscular como la velocidad del cambio de longitud del músculo influyen en la magnitud de la fuerza muscular mediante las relaciones fuerza-longitud y fuerza-velocidad [109]. En consecuencia, la amplitud sEMG en la contracción dinámica se ve afectada por la longitud muscular y la velocidad de contracción [109]. La relación fuerza-velocidad establece que durante la contracción excéntrica, las fibras musculares producen una fuerza más alta al aumentar la velocidad y, por lo tanto, se activa un número menor de fibras musculares para alcanzar un nivel de fuerza dado [110]. Esto se traduce en una menor producción de señal sEMG del músculo para alcanzar un nivel de fuerza dado a una velocidad creciente. Así en éstos casos, se cree que la relación sEMG-velocidad es inversamente proporcional a la relación fuerza-velocidad [111]. Aunque las relaciones fuerza-longitud y fuerza-velocidad son básicas de la fisiología muscular, existen diferentes opiniones en la literatura respecto a su forma. Existe controversia en la forma de la relación fuerza-velocidad durante la contracción excéntrica. Esta se ha descrito como el aumento, ningún cambio o disminución de la fuerza respecto a la fuerza isométrica [112]. La representación más común de la relación fuerza-velocidad en contracciones concéntricas y excéntricas es la curva doble hiperbólica o sigmoidea [113]. Aunque también se han utilizado funciones polinomiales [114].

En este análisis se supone, de acuerdo con la relación fuerza-velocidad, que, durante la contracción excéntrica con una velocidad creciente, se activa un número menor de fibras

musculares para alcanzar un nivel de fuerza constante y, por lo tanto, se observará una señal sEMG más pequeña. Esto se supone para obtener un modelo general sin tener en cuenta la redundancia en el sistema musculoesquelético y las medidas del sistema nervioso central para controlar la posición y la velocidad. Por lo tanto, se espera un modelo de actividad muscular decreciente ante incrementos de la velocidad para la contracción excéntrica. El modelo se representa mediante la siguiente fórmula:

$$sEMG = \frac{\gamma}{|v^n|} \quad (3.1)$$

$$\text{con } v < -1 \text{ }^\circ/\text{s y } n > 0$$

donde sEMG es la amplitud de la envolvente de la señal sEMG sin normalización expresada en mV. Varios factores fisiológicos, anatómicos, geométricos, físicos, así como el sistema de detección y el procesamiento de la señal influyen en la amplitud de la señal sEMG pero se espera que su valor se encuentre en un intervalo de cero a cientos de mV [115]. El valor máximo de sEMG depende de posibles co-contracciones y de la fuerza aplicada por el músculo en el caso cuasi isométrico, que a su vez depende de la longitud de la fibra muscular, el ángulo del codo y la magnitud de la fuerza externa. Éste límite se obtiene de los datos experimentales de cada sujeto. El parámetro  $\gamma$  se denomina "actividad muscular dependiente de la velocidad" expresada en  $mV(^\circ/s)^2$ . La velocidad articular representada por  $v$  se expresa en grados por segundo. La contracción excéntrica se representa mediante una velocidad negativa para mantener la similitud con la parte excéntrica de los diagramas de fuerza-velocidad. La velocidad es menor que  $-1^\circ/s$  debido a que se espera la presencia de espasticidad únicamente cuando existe movimiento articular evidente.  $|\cdot|$  representa el valor absoluto necesario para que el signo negativo de  $v$  no afecte la amplitud de la envolvente de la señal sEMG cuando se usa una potencia impar. El parámetro  $n$  es una constante que describe la forma de la curva, cuya elección se describe a continuación.

Se espera que los sujetos con parálisis cerebral espástica presenten una actividad muscular dependiente de la velocidad  $\gamma$  mayor que la presentada por los individuos sanos ( $\gamma_{max,n}$ ) para todo el rango de velocidad y un valor de  $n$  dado:

$$\gamma_{max,n} = \max(\gamma) \forall v \text{ dado } n \quad (3.2)$$

de esta forma es posible detectar hiperactividad en la actividad muscular dependiente de la velocidad  $\gamma$  de la siguiente forma:

$$S(\gamma, \gamma_{max,n}) = \begin{cases} 0 & \gamma \leq \gamma_{max,n} \\ 1 & \gamma > \gamma_{max,n} \end{cases} \quad (3.3)$$

Así el valor de  $n$  se define como aquel valor que maximice la detección de datos de hiperactividad en la actividad muscular dependiente de la velocidad  $\gamma$  en los individuos con parálisis cerebral espástica.

$$n = n \mid S(\gamma, \gamma_{max,n}) = \max(S(\gamma, \gamma_{max,n})) = 1 \quad (3.4)$$

Se buscó el valor de  $n$  utilizando los datos de los patrones de coordinación muscular de sujetos sanos y sujetos con parálisis cerebral durante movimientos de flexión-extensión a velocidad y resistencia controladas de las secciones 2.2 y 2.4. Se evaluaron valores de  $n$  entre 1 y 5, ver Figura 3-1. El valor  $n=2$  maximizó la detección de datos de hiperactividad en la

actividad muscular dependiente de la velocidad  $\gamma$  en los individuos con parálisis cerebral espástica (N=266).

### 3.2 AJUSTE Y CATEGORIZACIÓN DEL MODELO DE ACTIVIDAD MUSCULAR-DEPENDIENTE DE LA VELOCIDAD.

El modelo fue probado con los datos de los patrones de coordinación muscular de sujetos sanos y sujetos con parálisis cerebral durante movimientos de flexión-extensión a velocidad y resistencia controladas de las secciones 2.2 y 2.4. La relación entre la envolvente de sEMG y la velocidad angular durante la contracción excéntrica del músculo bíceps de niños sanos se describió mediante un ajuste de acuerdo con la ecuación (3.1) para encontrar el parámetro  $\gamma = sEMG * v^2$  con un parámetro de forma  $n$  igual a dos. Esta relación del ajuste de actividad muscular dependiente de la velocidad se denominará VMA-fit.

Se realizaron cinco ajustes de VMA-fit diferentes basados los percentiles 50%, 84%, 97%, 99% y 100% de los datos de los niños sanos, lo que resultó en VMA-fit50, VMA-fit84, VMA-fit97, VMA-fit99 y VMA-fit100 respectivamente. La actividad muscular dependiente de la velocidad ( $\gamma = sEMG * v^2$ ) se clasificó en cinco categorías separadas por los ajustes VMA-fit (VMA-fit50, VMA-fit84, VMA-fit97, VMA-fit99 y VMA-fit100).

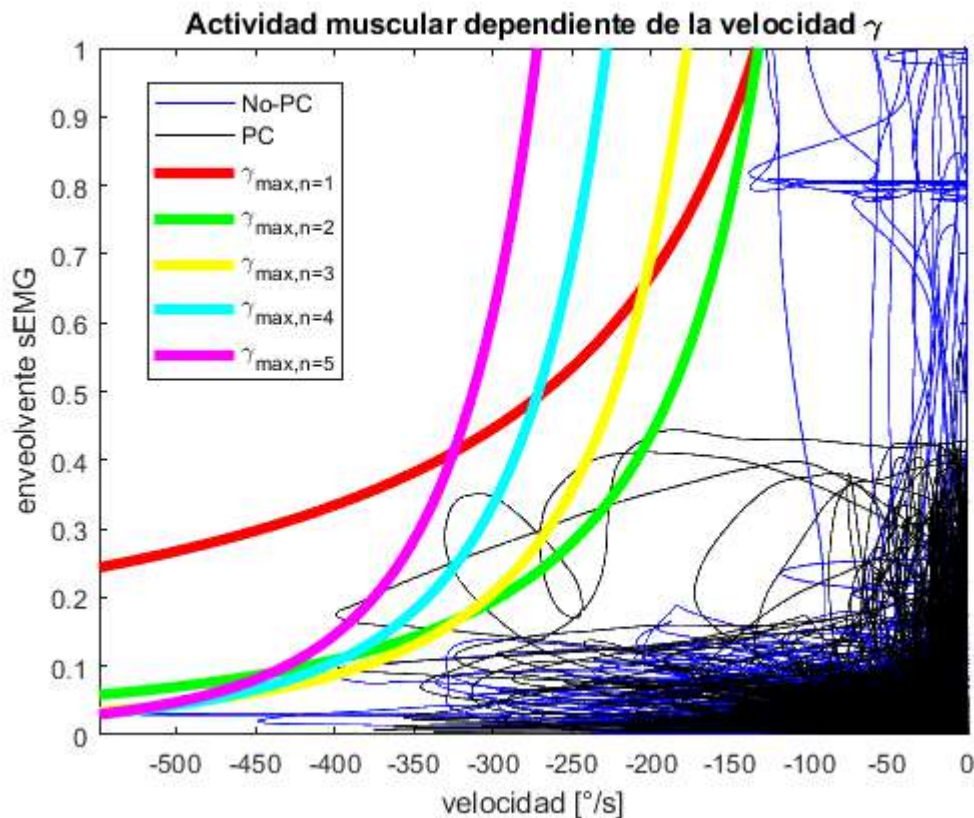


Figura 3-1. Actividad muscular dependiente de la velocidad  $\gamma$  de sujetos sanos y sujetos con parálisis cerebral espástica. Se muestra el límite de actividad muscular dependiente de la velocidad de los individuos sanos ( $\gamma_{max,n}$ ) para valores de  $n$  entre 1 y 5.

Los ajustes VMA-fit permiten establecer una línea de base fisiológica basada en niños sanos y la comparación con los datos de los niños con parálisis cerebral para detectar instantes de incremento de actividad muscular-dependiente de la velocidad situados fuera de esa línea de base. El componente de velocidad articular de la actividad muscular dependiente de la velocidad se analizó dentro de cada categoría. Se realizaron nuevos ajustes VMA-fit con los datos de actividad muscular-dependiente de la velocidad promedio de los niños sanos contenidos en cada categoría, lo que resultó en cinco ajustes de actividad muscular-dependiente de la velocidad promedio (VMA-fit m1, VMA-fit m2, VMA-fit m3, VMA-fit m4, VMA-fit m5). El componente de velocidad promedio de la actividad muscular-dependiente de la velocidad dentro de cada categoría también se calculó, lo que resultó en cinco velocidades medias (vm1, vm2, vm3, vm4, vm5). El valor mínimo detectable (MDV) para los datos contenidos por cada categoría se calculó con una potencia del 80% para la actividad muscular-dependiente de la velocidad y el componente de velocidad del movimiento. La actividad muscular-dependiente de la velocidad ( $\gamma = sEMG * v^2$ ) de niños sanos se analizó por condición de carga: 1) 1 kg de resistencia a la flexión, 2) 0.5kg de resistencia a la flexión, 3) 0.5kg de resistencia a la extensión, 4) 1 kg de resistencia a la flexión. El incremento de la carga se ordenó según el músculo, desde máxima asistencia hasta máxima resistencia a la contracción excéntrica. El orden de las condiciones de carga fue de 1 a 4. Un segundo análisis consideró todos los datos independientemente de la condición de carga. Efectos principales y mixtos de las condiciones de carga sobre la actividad muscular-dependiente de la velocidad y la velocidad dentro de cada categoría se analizaron mediante la prueba ANOVA (4 condiciones de carga x 5 categorías), efectos estadísticamente significativos se consideraron para  $p \leq 0.05$ . Se calcularon regresiones lineales para los promedios de la actividad muscular-dependiente de la velocidad y la velocidad de movimiento en condiciones de carga crecientes para cada categoría.

La Figura 3-2 muestra la amplitud de la envolvente sEMG contra velocidad articular de la serie temporal de amplitud sEMG de bíceps y la velocidad articular del codo durante la contracción excéntrica. Se realizaron cinco ajustes VMA-fit (VMA-fit50, VMA-fit84, VMA-fit97, VMA-fit99 y VMA-fit100) y cinco categorías de actividad muscular-dependiente de la velocidad ( $\gamma = sEMG * v^2$ ) (1 a 5) separadas por los ajustes VMA-fit-ver Tabla 3-I y Figura 3-2 (izquierda). Las velocidades promedio de extensión y flexión del codo dentro de cada categoría también se muestran en la Tabla 3-I. Las velocidades promedio en la flexión y extensión del codo son similares dentro de las mismas categorías. Las categorías más altas representan una mayor actividad muscular-dependiente de la velocidad, la cual depende en gran medida de la velocidad del movimiento. La prueba ANOVA reveló efectos principales y mixtos estadísticamente significativos de carga sobre la actividad muscular-dependiente de la velocidad, Figura 3-2 (derecha) y velocidad. La categorización permitió obtener un valor mínimo detectable (MDV) de 5.83% y 3.02% con una potencia del 80% para la actividad muscular-dependiente de la velocidad y la velocidad articular, respectivamente.



Tabla 3-I Ajustes de actividad muscular-dependiente de la velocidad (VMA-fit) de acuerdo con la ecuación (1) para el parámetro  $\gamma = \mathbf{sEMG} * \mathbf{v}^2$ , realizados para los percentiles 50%, 84%, 97%, 99% y 100% de los datos de niños sanos, resultando en VMA-fit50, VMA-fit84, VMA-fit97, VMA-fit99 y VMA-fit100 respectivamente. Se muestra el componente de velocidad promedio del codo dentro de cada categoría calculado para bíceps durante la extensión.

Cat	Per	Ajuste	Actividad muscular-dependiente de velocidad del biceps $\gamma = sEMG * v^2$	Velocidad promedio de extensión del codo ( $v_m$ ) [°/s]
1	50	VMA-fit50	0.53	-3.27
2	84	VMA-fit84	13.81	-20.58
3	97	VMA-fit97	212.77	-51.83
4	99	VMA-fit99	3759.80	-94.88
5	100	VMA-fit100	17496.49	-170.65

Cat: categoría; Per: percentil

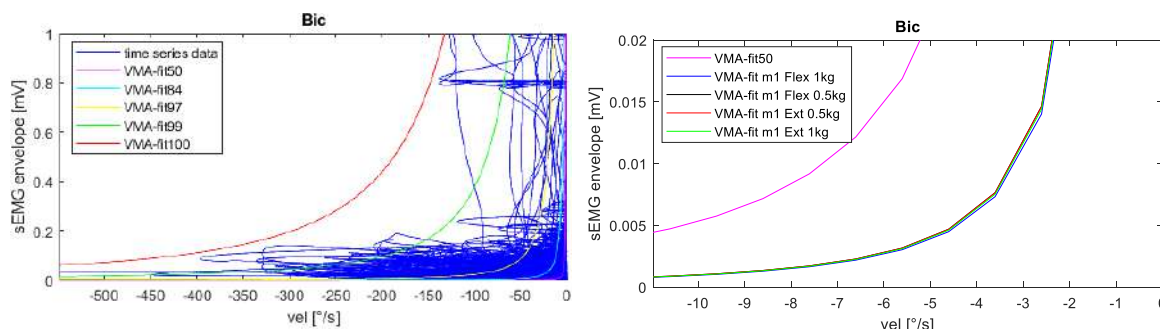


Figura 3-2 Actividad muscular-dependiente de la velocidad del músculo bíceps durante contracción excéntrica. Izquierda: Gráfico de amplitud de envolvente de sEMG contra velocidad articular de las series de tiempo de la amplitud de sEMG del músculo bíceps y velocidad angular del codo durante contracción excéntrica (azul). Ajuste de actividad muscular-dependiente de la velocidad (VMA-fit) de acuerdo a la ecuación (3.1) resuelta para el parámetro  $\gamma = \mathbf{sEMG} * \mathbf{v}^2$ , realizados con base en los percentiles 50%, 84%, 97%, 99% and 100% de los datos de los niños sanos, resultando en VMA-fit50, VMA-fit84, VMA-fit97, VMA-fit99 and VMA-fit100 respectivamente. Derecho: Efecto de la carga en VMA-m1 de la primera categoría correspondiente al percentil 50%.

El análisis post-hoc reveló diferencias en los ajustes de actividad muscular-dependiente de la velocidad para cada condición de carga en categorías inferiores ( $p < 0.01$ ). El bíceps mostró un comportamiento mixto con disminución de la actividad muscular-dependiente de la

velocidad con una resistencia creciente durante la contracción excéntrica solo en las primeras categorías, quizás debido a la variabilidad creciente de los datos en las últimas categorías, ver Tabla 3-II.. De hecho, aunque la categoría 5 tiene la pendiente más alta y, en consecuencia, representa el mayor cambio, no se pudieron detectar diferencias entre las condiciones de carga debido a la alta variabilidad de los datos. El análisis post-hoc reveló diferencias en el componente de velocidad de movimiento para cada condición de carga en categorías superiores de actividad muscular-dependiente de la velocidad. Los bíceps también mostraron un comportamiento mixto de aumentar la velocidad media con el aumento de la condición de carga en las categorías inferiores. Se detectaron menos diferencias entre las condiciones de carga en la categoría uno correspondiente al percentil 50% de los datos.

### 3.3 ANÁLISIS DE LA ACTIVIDAD MUSCULAR DEPENDIENTE DE LA VELOCIDAD DE NIÑOS CON PARÁLISIS CEREBRAL

Se realizaron ajustes promedios de actividad muscular-dependientes de la velocidad de los datos de niños con PC (VMA-fit CPm1 a VMA-fit CPm5) con base en las cinco categorías definidas por percentiles de datos de niños sanos con el objetivo de mostrar diferencias entre grupos que revelen cualquier aumento activación muscular-dependiente la velocidad en los niños con parálisis cerebral.

Para el caso donde la activación muscular-dependiente de la velocidad de los niños con parálisis cerebral excede el mayor ajuste de actividad muscular-dependiente de la velocidad de los niños sanos (VMA-fit100), se calculó un nuevo ajuste de actividad muscular-dependiente de la velocidad (VMA-fit CP6) que comprende el percentil 100% de los datos de niños con parálisis cerebral Se calcularon y analizaron las velocidades articulares promedio dentro de cada categoría ( $V_m$  PC). Además, se calculó el valor mínimo detectable (MDV) para la actividad muscular-dependiente de la velocidad y la velocidad de la muestra dentro de cada categoría con una potencia del 80%.

Tabla 3-II Pendiente de regresiones lineales de la actividad muscular media dependiente de la velocidad y la velocidad de movimiento que muestran el efecto de aumentar las condiciones de carga durante las contracciones excéntricas para el músculo bíceps.

Cat	Pendiente de regresión lineal del promedio de la actividad muscular-dependiente de la velocidad en condiciones de carga creciente	Pendiente de regresión lineal de la velocidad de movimiento promedio de los datos contenidos en cada categoría en condiciones de carga crecientes
1	0.00	0.15
2	-0.12	3.46
3	-7.00	7.88
4	67.10	-12.62
5	852.62	-51.29

Cat: categoría. Las regresiones lineales fueron estadísticamente significativas ( $p < 0.05$ ). Condiciones de carga: 1) 1kg de resistencia a la flexión, 2) 0.5kg de resistencia a la flexión, 3) 0.5kg de resistencia a la extensión, 4) 1kg de resistencia a la flexión ordenadas de 1 a 4 para el análisis.

Efectos principales y mixtos del grupo sobre la actividad muscular-dependiente de la velocidad y la velocidad de movimiento dentro de cada categoría se analizaron mediante la prueba ANOVA (2 grupos x 5 categorías). Se calculó el porcentaje y el error estándar de la media (SEM) de las diferencias entre los datos de los niños con parálisis cerebral (actividad muscular-dependiente de la velocidad y la velocidad) con respecto al valor inicial de los niños sanos durante las contracciones excéntricas del bíceps. Los efectos estadísticamente significativos se consideraron para  $p \leq 0.05$ .

Se analizaron series de tiempo de eventos de incremento de actividad muscular-dependiente de la velocidad para la contracción excéntrica del músculo bíceps para determinar el número de eventos, ángulo, velocidad, cambios de velocidad y nivel de actividad del músculo ipsilateral.

La actividad muscular-dependiente de la velocidad promedio (VMA-fit CPm1 a VMA-fit CPm6) y las velocidades promedio de movimiento ( $V_m$  CP1 a  $V_m$  CP6) de niños con parálisis cerebral se analizaron utilizando las categorías definidas con los datos de los niños sanos, ver Figura 3-3 (izquierda). Es notable que la actividad muscular dependiente de la velocidad excede pocas veces el ajuste de actividad muscular dependiente de la velocidad más alta (VMA-fit100) de los datos de los niños sanos. Las desviaciones de la actividad basal de la actividad muscular-dependiente de la velocidad fisiológica varían de paciente a paciente y de instante a instante. Los ajustes promedio de la actividad muscular-dependiente de la velocidad (V<sub>m</sub>-fit CPm1 a VMA-fit CPm6) y las velocidades medias ( $V_m$  CP1 a  $V_m$  CP6) dentro de cada categoría se muestran en la Tabla 3-III. La prueba ANOVA reveló efectos mixtos estadísticamente significativos del grupo sobre la actividad muscular-dependiente de la velocidad, y velocidad Figura 3-3 (derecha). Se alcanzó un valor mínimo detectable (MDV) de 5,67% y 6,31% con una potencia del 80% para la actividad muscular-dependiente de la velocidad y la velocidad, respectivamente.

Tabla 3-III Parámetro c de las ecuaciones de actividad muscular-dependiente de la velocidad durante la contracción excéntrica por músculo utilizado para clasificar los datos en cinco categorías con respecto al número de desviaciones estándar de la media.

Cat	Ajuste	Actividad muscular-dependiente de la velocidad $\gamma = sEMG * v^2$	Velocidad promedio del codo ( $V_m$ CP) [°/s]
1	VMA-fit CPm1	0.10	-3.21
2	VMA-fit CPm2	3.79	-18.11
3	VMA-fit CPm3	55.67	-48.72
4	VMA-fit CPm4	681.88	-100.61
5	VMA-fit CPm5	7159.52	-196.83
6	VMA-fit CPm6	24703.43	-302.08

Cat: categoría.

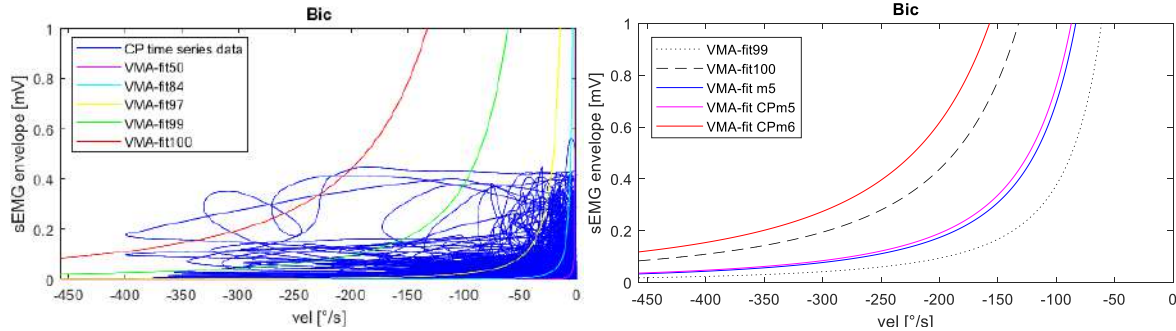


Figura 3-3 Actividad muscular-dependiente de la velocidad del bíceps de niños con parálisis cerebral durante la contracción excéntrica. Izquierda: Gráfico de la amplitud de la envoltura sEMG versus velocidad articular de la serie temporal de amplitud sEMG de bíceps y la velocidad articular del codo de los niños con parálisis cerebral durante la contracción excéntrica (azul). La actividad muscular-dependiente de la velocidad se trazó con base en el percentil 50%, 84%, 97%, 99% y 100% de los datos de niños sanos (VMA-fit50, VMA-fit84, VMA-fit97, VMA-fit99 y VMA-fit100 respectivamente) Derecha: Comparación de ajustes entre grupos (VMA-fit m5 y VMA-fit CPm5) en la quinta categoría (entre VMA-fit99 y VMA-fit100).

El análisis post-hoc reveló diferencias en los ajustes promedio de la actividad muscular-dependiente de la velocidad para cada grupo de sujetos en las categorías superiores. En general, en las contracciones excéntricas, la actividad muscular-dependiente de la velocidad es mayor en el bíceps de los niños con parálisis cerebral, ver la Tabla 3-IV. Las similitudes más grandes entre ambos grupos podrían detectarse en la categoría más baja correspondiente al percentil 50% de los datos de niños sanos. El análisis post-hoc reveló diferencias entre ambos grupos en el componente de velocidad promedio dentro de cada categoría, ver Tabla 3-V. El bíceps mostró un comportamiento mixto, en las primeras categorías de actividad muscular dependiente de la velocidad, la velocidad fue menor en los niños con parálisis cerebral. Sin embargo, en las últimas categorías, la velocidad fue mayor en los niños con parálisis cerebral.

Tabla 3-IV Porcentaje y error estándar de la media (SEM) de las diferencias entre los datos de niños con parálisis cerebral (actividad muscular-dependiente de la velocidad y la velocidad) con respecto al valor inicial de niños sanos durante las contracciones excéntricas del músculo bíceps.

Cat	Porcentaje (SEM) de la diferencia de actividad muscular-dependiente de la velocidad.	Porcentaje (SEM) de diferencia de velocidad
1	-3.54 (<0.01)	-3.88 (<0.01)
2	-2.32 (<0.01)	-30.10 (0.01)
3	11.93 (0.06)	-14.22 (0.03)
4	-18.05 (2.09)	13.92 (0.17)
5	9.35 (48.07)	46.41 (1.43)

Cat: categoría. Las diferencias fueron estadísticamente significativas ( $p < 0.05$ )

En total se encontraron cuatro series de tiempo de eventos de incremento de actividad muscular-dependiente de la velocidad durante la contracción excéntrica, ver Tabla 3-V. En general, todas las series de tiempo de eventos de sobreactividad muscular-dependientes de la velocidad ocurrieron a una velocidad de alrededor de  $300^\circ / s$  con una reducción en la velocidad articular al final del evento y una elevada actividad muscular-dependiente de la velocidad del otro músculo que experimenta contracción excéntrica. La sobreactividad muscular-dependiente de la velocidad de bíceps y supinador largo tuvo una estrecha correspondencia. El paciente 3 es notable por la gran cantidad de eventos de sobreactividad muscular-dependiente de la velocidad presentados. Por ejemplo, bíceps mostró un evento de hiperactividad muscular-dependiente de la velocidad en la contracción excéntrica durante una prueba realizada por el paciente tres con una resistencia a la extensión de 0.5 kg que comenzó en un ángulo de  $69.98^\circ$ , a una velocidad de  $339.43^\circ / s$  con una reducción de velocidad de  $109.59^\circ / s$  en un período de 93 ms, ver Figura 3-4. Durante el evento, la actividad del supinador largo permanece en con una actividad elevada.

### 3.4 VALIDACIÓN DE ALGORITMOS DE PREDICCIÓN DE ESPASTICIDAD

Para la validación de algoritmos de predicción de espasticidad se realizó el experimento de las secciones 3.2 y 3.3 simulando el procesamiento de los datos en línea con una frecuencia de muestreo para las señales de electromiografía de superficie de 102.4Hz y una frecuencia de muestreo de 15.06Hz para las señales de la cinemática articular del codo. Los resultados del procesamiento para las últimas categorías de los datos procedentes de los sujetos sanos y sujetos con parálisis cerebral espástica se muestran en la Tabla 3-VI. Aunque hay variaciones en los valores de la actividad muscular-dependiente de la velocidad debido al cambio en la frecuencia de muestreo de las señales y a la implementación de los filtros, principalmente los de respuesta infinita al impulso, el comportamiento es muy similar. La velocidad angular de la articulación del codo tiene un comportamiento muy similar entre los resultados obtenidos con el procesamiento fuera de línea realizado en las secciones 3.2 y 3.3 y los resultados con el procesamiento en línea de esta sección.

Tabla 3-V Análisis de los momentos de hiperactividad muscular-dependiente de la velocidad presentes en el músculo bíceps durante las contracciones excéntricas.

Número de eventos	4
ID (Número de eventos por paciente)	3(4)
MTS	2
Ángulo [ $^\circ$ ]	$39.8 \pm 19.0$
Velocidad [ $^\circ/s$ ] (1)	$-302.1 \pm 56.9$
disminución en velocidad [ $^\circ/s$ ]	$60.3 \pm 36.1$
ID: Identificador de niños con parálisis cerebral que presentaron hiperactividad muscular dependiente de la velocidad. MTS: puntajes de Tardieu modificados de niños con parálisis cerebral que presentaron hiperactividad muscular dependiente de la velocidad. (1) Velocidades negativas representan movimientos de extensión del codo.	

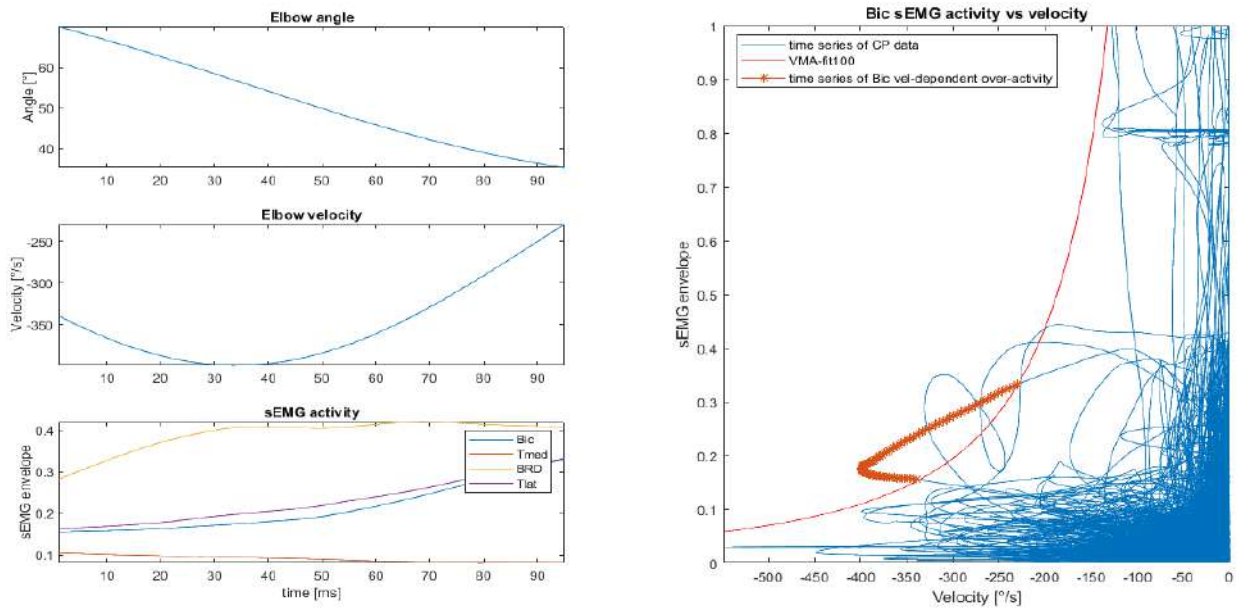


Figura 3-4 Gráfico de una serie de tiempo de un evento de hiperactividad muscular-dependiente de la velocidad del músculo bíceps durante la contracción excéntrica del sujeto 3 con parálisis cerebral durante una prueba realizada con una resistencia a la extensión de 0.5 kg. El sujeto con parálisis cerebral 3 presentó la mayor espasticidad (MTS = 2 durante la flexión del codo y MTS = 2 durante la extensión del codo).

Tabla 3-VI. Ajustes de actividad muscular-dependiente de la velocidad (VMA-fit) de acuerdo con la ecuación (1) para el parámetro  $\gamma = sEMG * v^2$ , realizados para el percentil 100% de los datos de niños sanos (VMA-fit100) y promedio para niños con parálisis cerebral más allá de VMA-fit100 (VMA-fit CPm6) para los datos de electromiografía procesados a 102.4Hz y los datos de la cinemática del movimiento de la articulación de codo a 15.6Hz. Se muestra el componente de velocidad promedio del codo dentro de cada categoría calculado para bíceps durante la extensión del codo respectivamente.

Cat	Per	Ajuste	Actividad muscular-dependiente de velocidad $\gamma = sEMG * v^2$	Velocidad promedio del codo ( $v_m$ ) [°/s]
5	100	VMA-fit100	12391	-164.3
6	>100	VMA-fit CPm6	16199.5	-305.8

Cat: categoría; Per: percentil.

El análisis de los momentos de hiperactividad muscular-dependiente de la velocidad se volvió a realizar con los nuevos datos, ver Tabla 3-VII. Se presentaron ligeras variaciones en el resultado, atribuibles a la duración de los eventos en relación con la nueva frecuencia de muestreo de las señales y al efecto de la implementación del procesamiento en línea, ver Tabla 3-V.

A pesar de las diferencias el comportamiento de las series de tiempo es muy similar. Por ejemplo, una serie de tiempo de un evento de hiperactividad muscular-dependiente de la velocidad del músculo bíceps durante la contracción excéntrica del sujeto 3 con parálisis cerebral durante una prueba realizada con una resistencia a la extensión de 0.5 kg, ver Figura 3-5. El evento comenzó en un ángulo de 34.4 ° y a una velocidad de 248.2 ° / s con una reducción de velocidad de 129.1 ° / s en un período menor de 128.2 ms. La actividad del supinador largo permaneció elevada. El sujeto con parálisis cerebral 3 presentó la mayor espasticidad (MTS = 2 durante la flexión del codo y MTS = 2 durante la extensión del codo).

La predicción de espasticidad se realizó aplicando una regresión lineal a los datos de actividad muscular-dependiente de la velocidad. Se definió un tamaño de ventana de 192.3 ms para el cálculo de la regresión lineal y realizar una predicción de 128.2 ms. El resultado de la predicción sobre la serie de tiempo de la Figura 3-5 dentro de un intervalo de tiempo de 642 ms antes y después del evento se muestra en la Figura 3-6. De esta forma se cumple el objetivo de predecir la hiperactividad muscular-dependiente de la velocidad en línea.

Tabla 3-VII. Análisis de los momentos de hiperactividad muscular-dependiente de la velocidad presentes en el músculo bíceps durante las contracciones excéntricas obtenidos de los datos de electromiografía procesados a una frecuencia de muestreo de 102.4Hz con los datos de cinemática procesados a una frecuencia de muestreo de 15.6Hz.

Número de eventos	2
ID (Número de eventos por paciente)	3(2)
MTS	2
Ángulo [°]	36.7±18.9
Velocidad [°/s] (1)	-305.8±81.5
disminución en velocidad[°/s]	150.2±44.1
ID: Identificador de niños con parálisis cerebral que presentaron hiperactividad muscular dependiente de la velocidad. MTS: puntajes de Tardieu modificados de niños con parálisis cerebral que presentaron hiperactividad muscular dependiente de la velocidad. (1) Velocidades negativas representan movimientos de extensión del codo.	

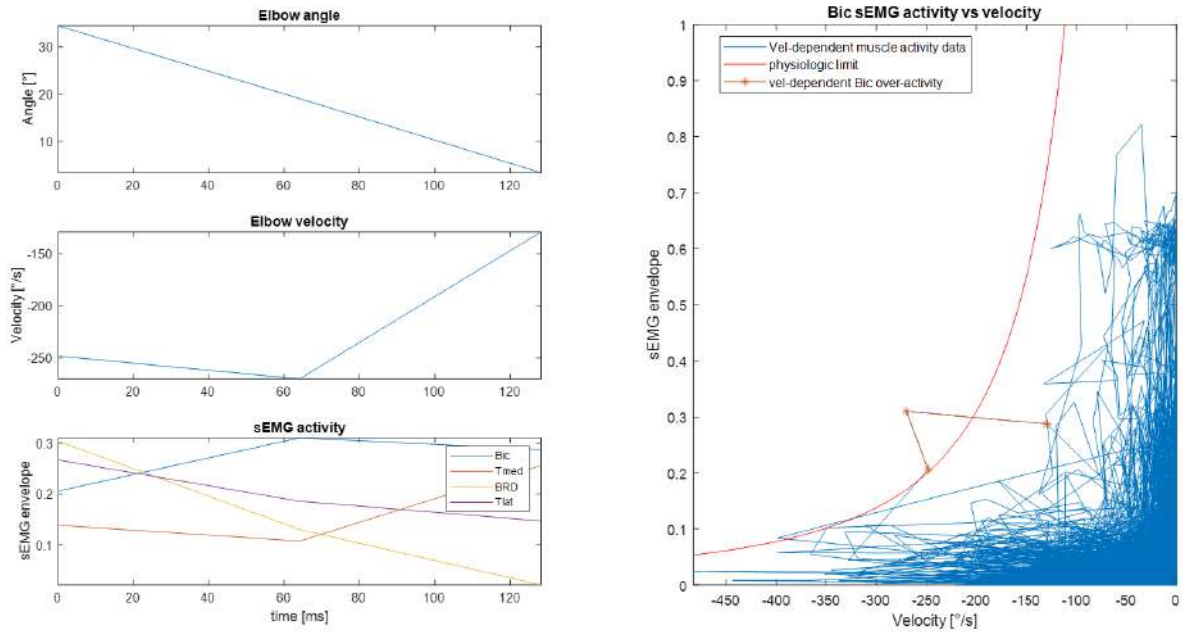


Figura 3-5 Gráfico de una serie de tiempo de un evento de hiperactividad muscular-dependiente de la velocidad del músculo bíceps durante la contracción excéntrica del sujeto 3 con parálisis cerebral durante una prueba realizada con una resistencia a la extensión de 0.5 kg.

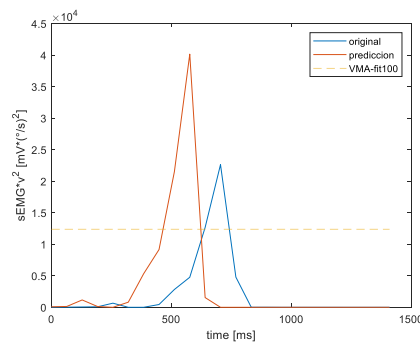


Figura 3-6. Predicción de hiperactividad muscular-dependiente de la velocidad mediante regresión lineal de señal de actividad-muscular dependiente de la velocidad con una ventana de tiempo de 192.3 ms para una predicción de 128.2 ms.





# 4 DESARROLLO DE ÓRTESIS ROBÓTICA

---

Esta sección aborda el diseño centrado en el usuario de la órtesis robótica para codo de niños con parálisis cerebral espástica tomando en cuenta datos antropométricos, cinemáticos y de actividad electromiográfica. Los requisitos de diseño referentes a las características físicas y funcionales del usuario se describen en la sección 1.4.2. Los requisitos de diseño referentes a las características de la actividad y usabilidad se definen en la sección 1.4.3. Los patrones de coordinación muscular de sujetos sanos durante movimientos de flexión-extensión a velocidad y resistencia controladas se describen en la sección 2.2. Los patrones de coordinación muscular de sujetos sanos durante movimientos propios de actividades de la vida diaria se describen en la sección 2.3. los patrones de coordinación muscular de sujetos con parálisis cerebral durante movimientos de flexión-extensión a velocidad y resistencia controladas se describen en la sección 2.4.

De la información experimental recopilada durante este trabajo se puede apreciar que durante el movimiento activo, la articulación del codo realiza movimientos con diferentes rangos de movimiento articular, y velocidades angulares [104]. Durante las actividades de la vida diaria se pueden presentar velocidades articulares máximas de hasta 748 °/s como en el caso del lanzamiento de objetos. Por otro lado, existen actividades con una demanda cinemática mucho menor para la articulación del codo como el cortar alimentos con un cuchillo o martillar, donde se presentan las velocidades máximas de extensión y flexión más bajas, 223 °/s y 218 °/s respectivamente. El rango frecuencial de las señales de cinemática varía entre una frecuencia de 3dB de  $2.3 \pm 0.7$  Hz presente al levantar un objeto con una mano al nivel de la cintura hasta una frecuencia de  $4.6 \pm 0.9$  Hz presente durante el lanzamiento de objetos, ver Tabla 2-VIII. Sin embargo, durante las actividades de la vida diaria es difícil mantener el control sobre la cinemática, dinámica y control muscular del movimiento de la articulación del codo. Esto se ve reflejado en la influencia del tipo de actividad, músculo, ángulo articular y velocidad de movimiento angular sobre la actividad muscular tanto en contracciones concéntricas como excéntricas ( $p < 0.05$ ) [104]. Por otro lado, el análisis de la cinemática de los movimientos de flexión-extensión de la articulación de codo a velocidad y resistencia controladas arrojaron resultados similares a los experimentados durante las actividades de la vida diaria. La articulación de codo experimenta velocidades instantáneas máximas de extensión de 548.61°/s en sujetos sanos y 399.03°/s en sujetos con parálisis cerebral, velocidades instantáneas máximas de flexión de 308.24°/s en sujetos sanos y 457.43°/s en sujetos con parálisis cerebral. El rango frecuencial de las señales de cinemática tiene una frecuencia de 3dB de  $1.97 \pm 1.36$  Hz en sujetos sanos, ver Tabla 2-V. Por lo que la caracterización cinemática del movimiento de la articulación de codo utilizando los movimientos de flexión-extensión a velocidad y resistencia controladas están dentro del rango de la cinemática del movimiento de la articulación de codo presente en las actividades de la vida diaria.

#### 4.1 DISEÑO CENTRADO EN EL USUARIO

Para garantizar cumplir con la necesidad del usuario se utilizó el análisis de la Casa de la Calidad (HoQ) que es parte del método de despliegue de la función de calidad (QFD) [116], la cual relaciona los deseos del cliente con los requisitos técnicos del dispositivo. Se diseñó un cuestionario para registrar y analizar el punto de vista del usuario (profesionales de la salud y padres) sobre los aspectos funcionales y estructurales a considerar en el diseño de la órtesis del presente trabajo. Los criterios del cuestionario se basan en los Requisitos de diseño y seguridad para órtesis robóticas de la sección 1.4.1 y características obtenidas de catálogos de órtesis de extremidades superiores comerciales. Se obtuvieron 12 características de diseño relevantes para el usuario: 1) ajuste, 2) confort, 3) volumen, 4) robustez, 5) apariencia, 6) cuidado de la piel, 7) peso, 8) limpieza, 9) rango de movimiento, 10) tamaño, 11) costo, 12) control. Se consideraron las siguientes características de ingeniería 1) Control de velocidad, 2) detección de espasticidad, 3) dinámica, 4) rango de movimiento, 5) seguridad, 6) estabilidad, 7) resistencia, 8) tamaño, 9) batería, 10) actuador, 11) controlador, 12) control colaborativo, 13) resistencia a perturbaciones, 14) electrodos, 15) normatividad. Se entrevistó a 9 especialistas en rehabilitación (edad media  $41 \pm 9$  años): tres ortesistas (edad media  $47 \pm 8$  años), seis ingenieros biomédicos especialistas órtesis, biomecánica e ingeniería de rehabilitación (edad media  $38 \pm 9$  años) y un padre de un niño con parálisis cerebral (29 años) del INR-LGII. Se calculó la prioridad ( $W_j$ ) de las características ( $j$ ) de diseño relevantes para el usuario con base en el promedio de calificación obtenido. La matriz de interrelación ponderó la fuerza de la relación ( $I_{i,j}$ ) entre los deseos del cliente. La importancia total de cada característica de ingeniería ( $T_j$ ) se calculó de la siguiente manera según [117]:

$$T_j = \sum_{i=1}^{\#Criterios} W_i \times I_{i,j} \quad (4.1)$$

Los resultados mostraron que el volumen, la comodidad y el rango de movimiento son las características más importantes para los usuarios, mientras que las características de ingeniería más relevantes son las relacionadas con los electrodos, control y la fuente de energía, ver Figura 4-1.

#### 4.2 DISEÑO DEL SISTEMA

La órtesis está diseñada con un esquema de control bio-cooperativo compuesto por un lazo de control biomecánico encargado de la dinámica y cinemática del movimiento de la articulación de codo y un lazo fisiológico encargado de la actividad muscular que detectar y controlar la aparición de espasticidad, ver Figura 4-2.

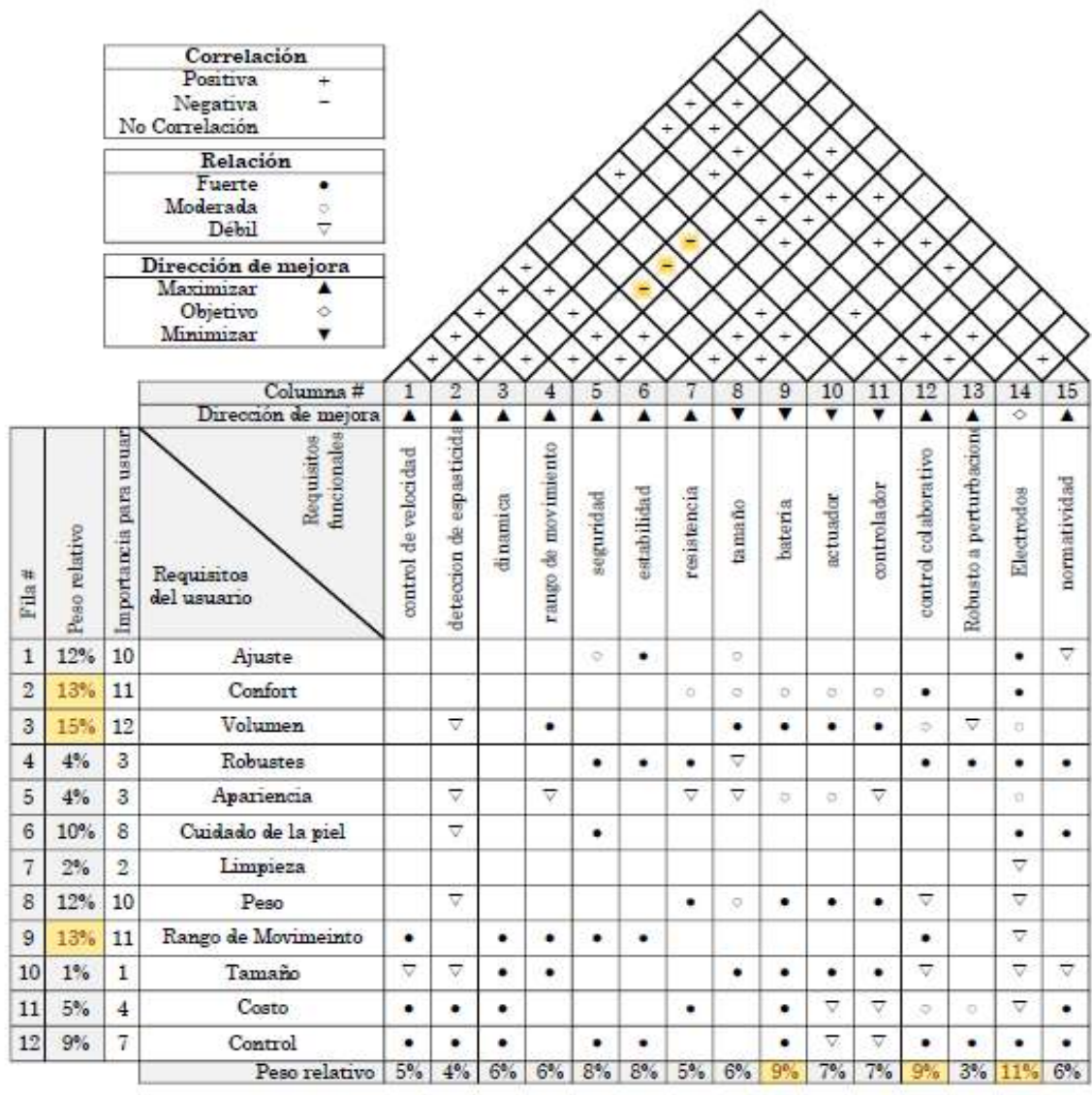


Figura 4-1 Diagrama de casa de calidad con las características más relevantes resaltadas.

De esta forma el sistema esté compuesto por un actuador, una interfaz entre el usuario y la órtesis, módulos de percepción de electromiografía de superficie, y de fuerza, posición y velocidad del movimiento articular, así como un controlador que incluye los dos lazos de control, ver Figura 4-3 (izq.). La órtesis está integrada por dos eslabones unidos por una articulación de un grado de libertad, ver Figura 4-3 (der). El actuador es un servomotor dynamixel EX-106 (Robotis Inc, CA, EUA)[118]. El servomotor dynamixel EX-106 también incluye los módulos de percepción de posición y velocidad. El módulo de percepción de fuerza está compuesto por una celda de carga TAL220 (HT sensors technology Co LTD, Xi'an, China)[119] y un amplificador Bridge Amplifier+ (Shimmer sensing, Dublín, Irlanda)[120]. El módulo de percepción de actividad muscular incluye electrodos Blue Sensor N (Ambu A/S, Ballerup, Dinamarca) dos sensores de electromiografía EXG (Shimmer sensing, Dublín, Irlanda)[121].

El control se realiza en una computadora personal con un módulo de comunicación U2D2 (Robotis Inc, CA, EUA)[122] para establecer una comunicación RS485 con el servomotor. La comunicación entre el controlador y los módulos de percepción de fuerza y actividad muscular se realiza vía bluetooth.

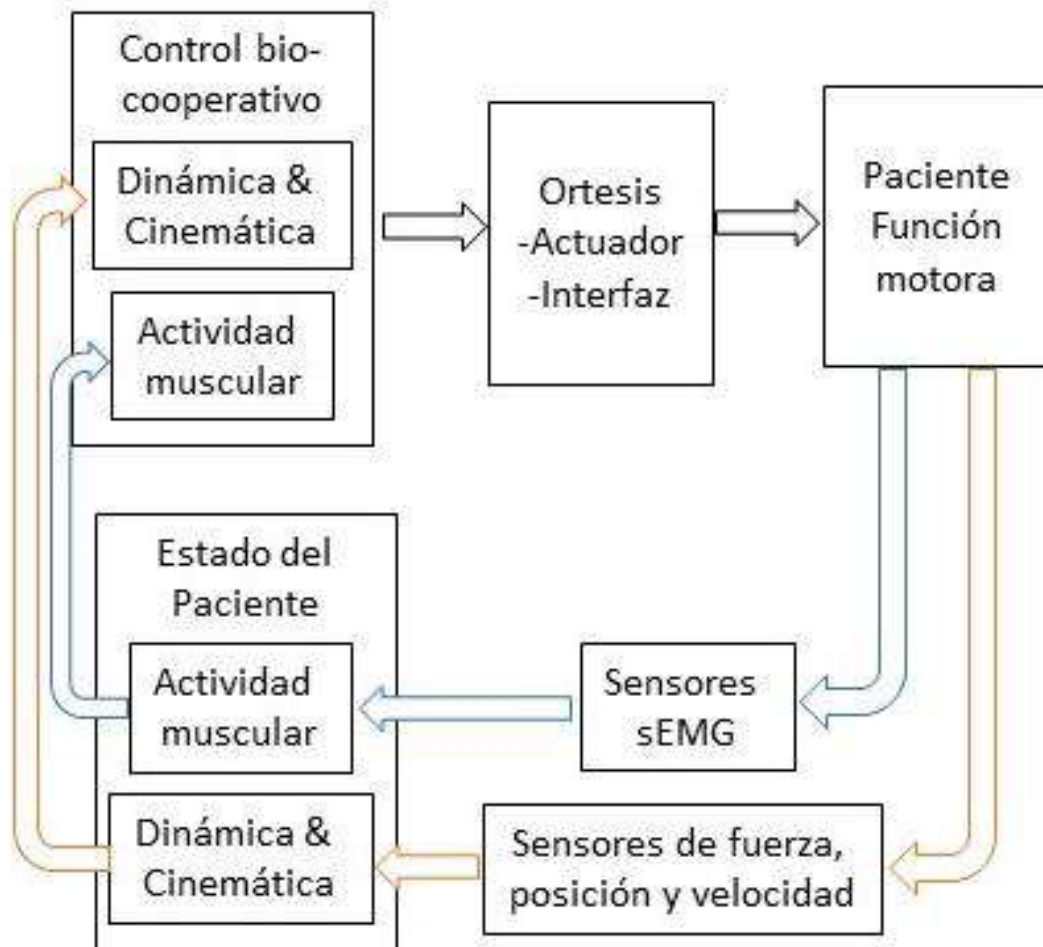


Figura 4-2 Diagrama del Sistema. Se muestra un esquema de control bio cooperativo con un lazo de control biomecánico (dinámica y cinemática) en rojo y un lazo de control fisiológico en azul. El lazo de control fisiológico tiene asociados sensores de electromiografía (sEMG) mientras que el lazo de control biomecánico tiene asociados sensores de fuerza, posición y velocidad (Adaptado de [123]).

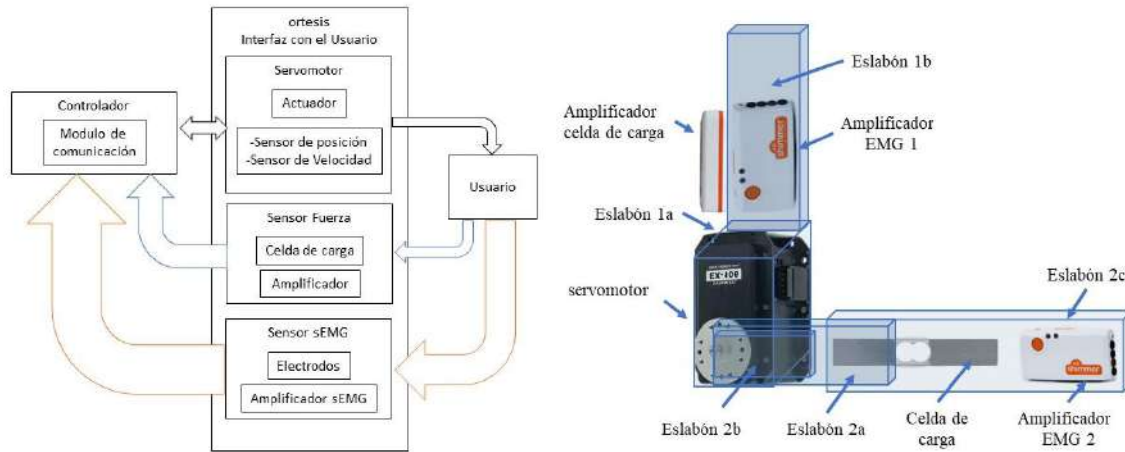


Figura 4-3 (Izq.) Diagrama a bloques de la órtesis, el usuario y el controlador. La órtesis es la interfaz con el usuario compuesta por eslabones y que incluye el servomotor, el sensor de fuerza y los sensores de actividad muscular (sEMG). El servomotor es un actuador que incluye sensores de posición y velocidad. El sensor de fuerza está integrado por una celda de carga y su amplificador. Los sensores de actividad muscular se integran por los electrodos y su amplificador. El controlador tiene un módulo de comunicación con el servomotor. (Der) Esquema simplificado de la realización de la órtesis integrada por dos eslabones unidos por una articulación de un grado de libertad. El eslabón 1 está integrado de dos partes (a y b). El eslabón 1a contiene al servomotor mientras que el eslabón 1b es la interfaz entre la parte fija de la órtesis y el brazo del usuario, y sostiene el amplificador de la celda de carga y el amplificador de electromiografía (EMG) para el músculo tríceps medial y lateral. El eslabón 2 es el eslabón móvil compuesto de 3 partes (a, b, y c). El eslabón 2a une la celda de carga con el servomotor. El eslabón 2b es un refuerzo que actúa como articulación mecánica bloqueable. El eslabón 2c es la interfaz entre el antebrazo del usuario y la órtesis, y sostiene al amplificador EMG para los músculos bíceps y supinador largo.

La equivalencia de fuerza ( $f$ ) con el voltaje ( $V$ ) medido en la carga TAL220 con el amplificador Bridge Amplifier+ fue calibrada con pesos de 0kg a 4.5kg mediante una regresión lineal  $f=(V+0.6637)/0.2663$  con un factor de ajuste ( $R^2$ ) de 99.97% y un error cuadrático medio (RMSE) de 0.007.

Los componentes fueron seleccionados para responder a los criterios de diseño del usuario (Tabla 4-I), criterios económicos (Tabla 4-II), y criterios técnicos (Tabla 4-III). El desarrollo de la órtesis se basó en un primer prototipo de órtesis personalizada básica hecha de material termoplástico y una articulación metálica bloqueable, ver Figura 4-4.



Figura 4-4 Primer prototipo de órtesis personalizada básica hecha de material termoplástico y una articulación metálica bloqueable.

El prototipo de órtesis personalizada básica se tomó como base en el diseño de la órtesis robótica para lograr un desempeño similar en el cumplimiento de los criterios relacionados con el usuario (confort, facilidad de uso, ajuste, biocompatibilidad, aceptación cultural y adaptación a las condiciones locales de fabricación, ver Tabla 4-I). El prototipo final de la órtesis robótica se aprecia en la siguiente Figura 4-5.

La órtesis robótica requiere de materiales y componentes avanzados (servomotor, módulos de percepción, controlador) que influyen directamente en el cumplimiento de criterios de diseño del usuario (Funcionalidad, apariencia, peso, aceptabilidad y adaptabilidad, adaptabilidad al clima y operabilidad). Por ejemplo, la combinación del servomotor y los eslabones permite obtener con el prototipo actual una funcionalidad mínima según los datos de referencia para el 95% de la población entre 8 y 19 años del 60% del rango de movimiento, 73% de velocidad máxima de movimiento, 100% de movilización pasiva del antebrazo y 100% de ancho de banda de la cinemática y actividad muscular relacionada con el movimiento de la articulación del codo. El método de fabricación mediante impresión 3D permite obtener una apariencia que cumpla los requisitos del usuario. Los materiales PLA y termoplástico cumplen con el requisito de biocompatibilidad.

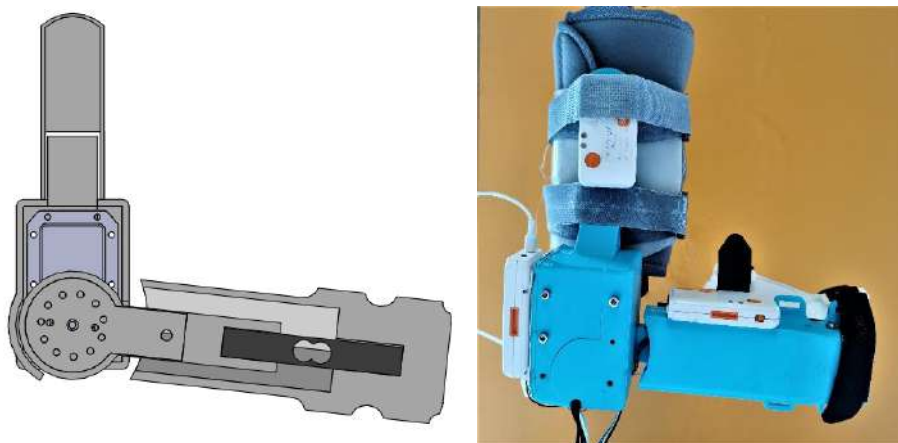


Figura 4-5 Prototipo final de órtesis robótica. A la izquierda modelo CAD con corte en el plano frontal para mostrar elementos al interior del eslabón de antebrazo.

La órtesis puede considerarse ligera pues su peso representa en el peor de los casos el 56% del peso del brazo del usuario. El diseño de la órtesis es aceptable y tiene posibilidad de adaptarse a la mayoría de los usuarios de entre 8 y 19 años ya que en el caso extremo de usuarios en el percentil 5 de longitud de brazo, la longitud mínima del diseño actual representa como máximo el 75% de la longitud y diámetro del antebrazo, lo que deja libre el cuarto distal del segmento radial para permitir la pronosupinación del antebrazo sin comprometer la sujeción de la órtesis. El rango de temperatura de operación del servomotor y características terminar del material PLA permiten la utilización de la órtesis en las condiciones de temperatura esperadas para lugares como la ciudad de México. La adaptación a las condiciones locales de trabajo se garantizó al realizar la fabricación completa en la Ciudad de México. Debido a que el prototipo de la órtesis es completamente novedoso requiere de mantenimiento especializado por el fabricante.

Tabla 4-I Relación entre criterios del usuario y características de la órtesis.

Criterios de usuario	Característica de Órtesis	Característica de dispositivo relacionado	Dispositivo relacionado
Confort	Órtesis a la medida hecha de material termoplástico para asegurar una interfaz bien adaptada entre el segmento del cuerpo y el dispositivo	-	T
Funcionalidad	60-70% ROM, 73-100% velocidad máx., 100% carga pasiva, 100% ancho banda cinemática y sEMG	-	S, E
Rango de Movimiento (ROM) [°]	140.5-165.9(1); 165(2)	251	S
Rango de Movimiento (ROM) [°]	140.5-165.9(1); 165(2)	100	E
Velocidad Máx. [°/s]	548.61(1);812(2)	546	S
Carga pasiva del antebrazo [Nm]	0.3-2.0(1);1.5(2)	10.9Nm (0°/s) a 0.6Nm(546°/s); 2.0Nm(472°/s)	S
Fuerza Máxima aplicable	7N a 443 N (1)	2N (546°/s, 0.3m) a 85 N (0°/s, 0.13 m)	S
Ancho de banda de cinemática [Hz]	1.9± 1.3 (1)	15.6Hz	S
Ancho de banda de sEMG [Hz]	50-500 (1)	8000	sEMG



Tabla 4 I continuación.

Criterios de usuario	Característica de Órtesis	Característica de dispositivo relacionado	Dispositivo relacionado
Fácil de poner y quitar;	Ajuste con velcro	-	E
Apariencia cosmética posible (por ejemplo, forma, acabado, color);	Forma minimalista, acabado plástico, color variable		P
Biocompatible	termoplástico y PLA son biocompatibles y no causan alergias		P, T
Ligera	0.5kg Total	12 a 56%	S, Amp, sEMG, E
Peso Brazo + antebrazo	Peso 0.9-4.2 kg (1)		
Peso [Kg]	Peso 0.9-4.2 kg (1)	0.154	S
Peso [Kg]	Peso 0.9-4.2 kg (1)	0.031	Amp
Peso [Kg]	Peso 0.9-4.2 kg (1)	0.031	sEMG
Peso [Kg]	Peso 0.9-4.2 kg (1)	0.126	E
Peso antebrazo	Peso 0.4-1.7 kg (1)	9 a 39%	sEMG, E
Peso [Kg]	Peso 0.4-1.7 kg (1)	0.031	sEMG
Peso [Kg]	Peso 0.4-1.7 kg (1)	0.126	E
Aceptable y adaptable	Max de 50% longitud de brazo (1), 75% longitud de antebrazo (1), 70% diámetro de brazo (1); 74% diámetro antebrazo (1)	-	S, C, T
Culturalmente apropiado	Respeto el estilo de vida de las personas	-	-
Adaptable al clima	Resistente a condiciones húmedas, -5°C(servomotor) a 45°C(PLA)	-	-
Temperatura de operación [°C]	3-30(3)	-5 a 80	S
Temperatura de operación [°C]	3-30(3)	<60	T
Adaptarse a las condiciones locales de trabajo	Si, desarrollado en México	-	-
Operabilidad	Fácil de controlar, poco adaptable a cambios de tamaño del usuario y nivel de discapacidad	-	-

S: servomotor EX106; C: celda de carga TAL220; T: termoplástico; P: PLA; Amp: Amplificador de celda de carga; sEMG: amplificador sEMG; B: Fuente de alimentación; (1) a partir de valores de referencia para población de 0 a 19 años; (2) datos de voluntario adulto sano; (3) valores de referencia para Ciudad de México; ND: no definido

Los materiales y componentes avanzados de la órtesis robótica (servomotor, módulos de percepción, controlador) influyen también en el cumplimiento de criterios económicos (accesibilidad económica, efectividad, fabricación, mantenimiento y accesibilidad de componentes), ver Tabla 4-II. Por ejemplo, los componentes utilizados en la fabricación de la órtesis (servomotor, amplificador de electromiografía, amplificador celda de carga e impresora 3D) son equipos avanzados, costosos, de importación con accesibilidad nacional limitada.

El prototipo de órtesis personalizada básica se tomó como base en el diseño de la órtesis robótica para lograr un desempeño similar en el cumplimiento de los criterios técnicos (seguridad, duración, capacitación, seguridad en la producción), ver Tabla 4-III. Los materiales y componentes avanzados de la órtesis robótica (servomotor, módulos de percepción, controlador) influyen también en el cumplimiento de criterios técnicos (eficacia, seguridad, cumplimiento de estándares internacionales, duración, ajuste, mantenimiento, capacitación, almacenamiento y confiabilidad). La combinación del servomotor, eslabones y fuente de alimentación permiten proporcionar medios redundantes de seguridad con límites configurables por hardware y software de rango de movimiento, velocidad de movimiento, fuerza guía para el movimiento. El diseño de los eslabones permite obtener un grado de protección contra ingreso de objetos como dedos o pliegues cutáneos (> 1.25 cm) y salpicaduras de agua (goteo).

Tabla 4-II Relación entre criterios económicos y características de la órtesis.

Criterios económicos	Característica de Órtesis	Característica de dispositivo relacionado	Dispositivo relacionado
Asequibles para el sistema y / o el individuo.	\$50,000 prototipo	-	S, Amp, sEMG, E
Costo [\$]		\$15,000	S
Costo [\$]		\$10,000	Amp
Costo [\$]		\$20,000	sEMG
Costo [\$]		\$5,000	E
Fabricación rápida	Si	18 horas	P, E
No uso de equipo avanzado y costoso	No	-	S, sEMG, Amp, E
Mantenimiento	Poco	ND	ND
Residuos	mínimo	-	-
Componentes y materiales asequibles nacionalmente	No	Irlanda	sEMG, Amp
Componentes locales	No	-	-
S: servomotor EX106; C: celda de carga TAL220; T: termoplástico; P: PLA; Amp: Amplificador de celda de carga; sEMG: amplificador sEMG; B: Fuente de alimentación; (1) a partir de valores de referencia para población de 0 a 19 años; (2) datos de voluntario adulto sano; (3) valores de referencia para Ciudad de México; ND: no definido			

La resistencia de los engranes del servomotor, la celda de carga, los eslabones y el material termoplástico cubren completamente el rango de fuerzas a las que el sistema puede ser expuesto por la acción del usuario. Sin embargo, la alineación de la órtesis robótica puede ser difícil, aunque la capacitación es factible con los conocimientos básicos de los ortesistas. La producción es segura. El almacenamiento de los componentes y la órtesis terminada es fácil.

Tabla 4-III Relación entre criterios técnicos y características de la órtesis.

Criterios técnicos	Característica de Órtesis	Característica de dispositivo relacionado	Dispositivo relacionado
Eficacia	ND	ND	ND
Estándares internacionales.	Servomotor, sensor sEMG, amplificador celda de carga, celda de carga, PLA, termoplástico	ND	ND
Seguridad	Límites de ROM, velocidad, fuerza, IP21	-	S, E, B
Límite de ROM	Dependiente del usuario	Configurable por software	S
Límite de ROM	Dependiente del usuario	Configurable por hardware	E
Límite de fuerza	Dependiente del usuario	Configurable por software	S
Límite de fuerza	Dependiente del usuario	Configurable, limitado por corriente 2Nm a 2A	B
Grado de protección	Contra objetos >1.25 cm y goteo de agua	IP21	E
Duración		Engranes de metal	S
Sobrecarga máxima	0.7kg (2Nm a 0.3m) a 26kg (75.4 Nm a 0.3m) (1)	15 kg ~ 173% a 400% par máximo servomotor	C
Resistencia a la tensión	2MPa (98N) (4)	45.6 MPa	P
Resistencia a la tensión	2MPa (98N) (4)	20 MPa	T
Alineación adecuada	Difícil	-	-

Tabla 4 III continuación

Criterios técnicos	Característica de Órtesis	Característica de dispositivo relacionado	Dispositivo relacionado
Ajuste fácil	Puede adaptarse en general a las necesidades del usuario. Longitud min componente de brazo (10.9 cm) = 28% a 50% longitud de brazo (1), 60% (2); longitud min de componente de antebrazo (12.8 cm)= 43% a 75% longitud de antebrazo (1), 76% (2); diámetro min componente de brazo (5.1 cm) = 46% a 70% diámetro de brazo (1), 55% (2); diámetro mínimo de componente de antebrazo (4.2 cm) = 47% a 74% diámetro antebrazo (1), 55% (2).	-	S, C, T
Longitud del brazo [cm]	22-39(1);31(2)	6.5	S
Longitud del brazo [cm]	22-39(1);31(2)	>10.9	E
Longitud del antebrazo [cm]	17-30(1);25(2)	8	C
Longitud del antebrazo [cm]	17-30(1);25(2)	>12.8	E
Circunferencia brazo [cm]	23-35(1);29(2)	A la medida	T
Diámetro brazo [cm]	7.3-11.1(1);9.2(2)	4	S
Diámetro brazo [cm]	7.3-11.1(1);9.2(2)	>5.1	E
Circunferencia antebrazo [cm]	18-28(1);25(2)	A la medida	T
Diámetro antebrazo [cm]	5.7-8.9(1);8(2)	1.27	C
Diámetro antebrazo [cm]	5.7-8.9(1);8(2)	>4.2	C
Mantenimiento	Especializado por el fabricante	-	-
Capacitación	Factible con conocimientos base de ortesistas	-	-

Tabla 4 III continuación

Criterios técnicos	Característica de Órtesis	Característica de dispositivo relacionado	Dispositivo relacionado
Mantenimiento	Especializado por el fabricante	-	-
Capacitación	Factible con conocimientos base de ortesistas	-	-
Seguridad de producción	Sí	-	-
Almacenamiento	Fácil	-	-
Confiabilidad	Precisión $0.06^\circ$ servomotor; error, no linealidad	ND	ND

S: servomotor EX106; C: celda de carga TAL220; T: termoplástico; P: PLA; Amp: Amplificador de celda de carga; sEMG: amplificador sEMG; B: Fuente de alimentación; (1) a partir de valores de referencia para población de 0 a 19 años; (2) datos de voluntario adulto sano; (3) valores de referencia para Ciudad de México; (4) valores obtenidos por simulación; ND: no definido

### 4.3 MODELO MECÁNICO DE LA ÓRTESIS.

En esta sección se describe el modelo mecánico, la cinemática y la dinámica de la órtesis. También se describe el modelo del cuerpo humano y el modelo de la interacción hombre-máquina.

El modelo mecánico simplificado se muestra en la Figura 4-6. El eje Y o eje cefalocaudal y el eje x o eje anteroposterior definen el plano sagital. Todo el análisis considera que el movimiento de la órtesis sucede en el plano sagital. El análisis asume que los dos eslabones de la órtesis (brazo y antebrazo) son segmentos rígidos unidos mediante una articulación de un grado de libertad (codo).

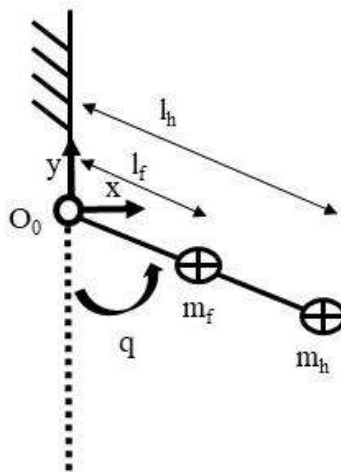


Figura 4-6. Modelo mecánico simplificado de la órtesis

Cada segmento tiene características de inercia rotacional (J) y longitud (L).  $l_g$  representa la distancia del centro de la articulación al centro de gravedad en el sistema coordinado de referencia ( $O_0$ ) fijo en la articulación de codo. Los parámetros de la órtesis son brazo ( $L_a, l_a, J_a$ ), antebrazo ( $L_f, l_f, J_f$ ). El ángulo del codo es representado por  $q$  con dirección positiva en sentido contrario a las manecillas del reloj.

#### 4.4 MODELO CINEMÁTICO

El modelo cinemático describe la relación entre la pose en el espacio y el ángulo de la articulación. La posición del punto  $p_f$  en el marco de referencia  $O_0$ . Es

$$p_f = [l_f \sin(q) \quad -l_f \cos(q) \quad 0]^T \quad (4.2)$$

La velocidad angular se representa como  $\dot{q}$

$$\dot{q}_f = [0 \quad 0 \quad \dot{q}]^T \quad (4.3)$$

#### 4.5 MODELO DINÁMICO

El modelo dinámico del sistema se puede expresar como

$$H(q)\ddot{q} + F\dot{q} + G(q) = T \quad (4.4)$$

Donde  $H(q)$  representa la inercia,  $G(q)$  representa el término de la gravedad,  $F$  representa la fricción,  $T$  es el momento externo que actúa sobre la órtesis. El modelo es lineal para parámetros físicos [124].  $H(q)$  es positiva definida para una  $q$  arbitraria,  $H(q)$  y  $F(q)$  están uniformemente acotadas [124]. El modelo en términos de los parámetros físicos es:

$$[J + m_h l_h^2]\ddot{q} + F_L \dot{q} + [m_f l_f + m_h l_h]g \sin(q) = T \quad (4.5)$$

Donde

$J$ : inercia de la órtesis sin carga (cuando  $m_h = 0$ ), con respecto al eje de rotación  $O_0$

$m_f$ : masa del antebrazo de la órtesis (sin carga)

$l_f$ : distancia del centro de rotación al centro de masa del antebrazo de la órtesis (sin carga)

$m_h$ : masa de la carga en el extremo del brazo (se supone puntual)

$l_h$ : distancia del eje de rotación a la carga  $m_h$

$T$ : Par aplicado al eje de rotación

$F_L$ : coeficiente de fricción del brazo y su carga

El par  $T$  es generado por un actuador que tiene su propia dinámica y puede tener su propio control. Para el caso de un servomotor se tiene una dinámica lineal[125]:

$$\left[ J_m + \frac{J_L}{r^2} \right] \ddot{q} + \left[ B + \frac{F_L}{r^2} \right] \dot{q} + \frac{g(q)}{r^2} = ku = T \quad (4.6)$$

Donde:

$J_m$ : inercia del motor

$J_L$ : inercia de la carga

$B$ : amortiguamiento del motor

$F_L$ : fricción de la carga

$g(q)$ : fuerzas gravitacionales

$r$ : razón de engranes (generalmente  $r \gg 1$ )

$k$ : constante del motor

$u$ : señal de control

$T$ : par

El modelo dinámico se simplifica cuando  $r \gg 1$  [125]:

$$J\ddot{q} + B\dot{q} = T \quad (4.7)$$

#### 4.6 MODELO DE CONTROL

El control de la interacción física entre la órtesis y la persona se plantea como un control de par-velocidad o de admitancia [126]. En este esquema la órtesis se comporta con una admitancia  $Y$  donde la velocidad de movimiento de la órtesis  $\dot{q}$  es el resultado de aplicar un par  $\tau$  a la entrada:

$$Y = \frac{\dot{q}}{\tau} \quad (4.8)$$

El par  $\tau$  resulta de la interacción del par generado por el usuario  $\tau_h$  y el par generado por el control de la órtesis  $\tau_a$ . El par  $\tau$  pasa a través de un control de lazo externo de la órtesis  $C_o$  para generar una referencia de velocidad  $e_{\dot{q}}$ . El controlador interno del servomotor  $C_s$  trata de que la órtesis con dinámica  $G_o$  alcance la velocidad de referencia  $e_{\dot{q}}$  mediante la generación del par  $\tau_s$  por el servomotor. El par  $\tau$  es medido mediante un sensor de par/fuerza que posee una inercia  $Z_{ps}$  posterior al punto de medición [126], ver Figura 4-7 Diagrama del modelo de control de admitancia de la Figura 4-7.

#### 4.7 ÓRTESIS SIN CONTROLADOR DE LAZO EXTERNO

En el caso donde no se aplique un controlador de lazo externo, el movimiento de la órtesis ( $q$ ) depende completamente del par producido por el usuario ( $T=T_{hm}$ ), ver Figura 4-7. El par de la interacción del usuario con la órtesis ( $T_{hm}$ ) es resultado de la diferencia de pose entre el usuario ( $q_h$ ) y la pose de la órtesis ( $q$ ) bajo el modelo dinámico de la interacción usuario-órtesis ( $G_{hm}$ ).

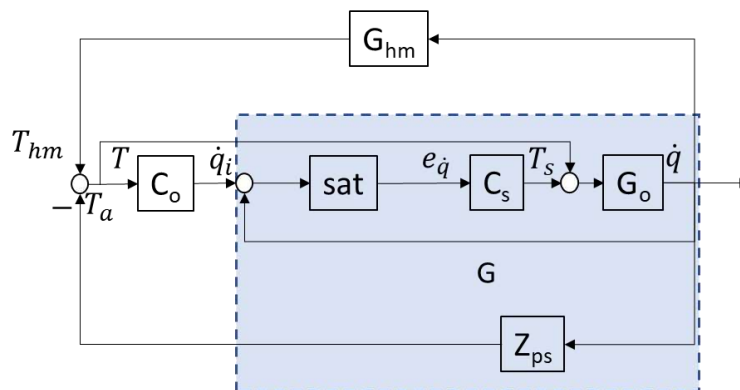


Figura 4-7 Diagrama del modelo de control de admitancia de la órtesis modificado de [126]. El acoplamiento con el usuario se realiza a través del par  $\tau_h$ . El bloque sat es una saturación en la señal de control del servomotor  $e_{\dot{q}}$  controlado en modo velocidad. El bloque  $G$  representa la dinámica interna de la órtesis sin el control  $C_o$ .

#### 4.8 MODELO DE INTERACCIÓN HOMBRE MÁQUINA.

La órtesis percibe la intención de movimiento del usuario mediante el contacto con el cuerpo, que genera una fuerza, la cual genera una señal de control para que la órtesis siga el movimiento del usuario. Cuando el contacto es consistente la fuerza/par de contacto del usuario en la órtesis será cero. La órtesis se sujeta al usuario mediante plástico termo conformado y velcro. Cuando existe un error en la trayectoria entre el usuario y la órtesis, se producirá una fuerza de interacción entre ellos.

El par de interacción entre el usuario y la órtesis puede verse como una combinación lineal de un componente inercial, un resorte y un amortiguador[124].

$$T_{hm} = K_{PF}(q_h - q) + K_{DF}(\dot{q}_h - \dot{q}) + K_{MF}(\ddot{q}_h - \ddot{q}) \quad (4.9)$$

Donde  $q_h, q, K_{PF}, K_{DF}, K_{MF}$  son la posición del brazo del usuario, la posición de la órtesis, el coeficiente del resorte, coeficiente de amortiguamiento e inercia respectivamente.

#### 4.9 IDENTIFICACIÓN DEL MODELO

El modelo dinámico del sistema representa un sistema cuyos parámetros pueden ser identificados mediante algoritmos de mínimos cuadrados, el cual tiene como objetivo minimizar los residuos o discrepancias cuadráticas (J) entre mediciones reales del sistema (Y) y valores obtenidos a partir del modelo lineal del sistema encontrado (f(X,Q)) al solucionar un sistema de ecuaciones sobre determinado del tipo  $Y=XQ$  [127]. Si  $(X^T X)^{-1}$  existe entonces  $Q = (X^T X)^{-1} X^T Y$  es la solución óptima respecto a las discrepancias cuadráticas. El método de mínimos cuadrados supone (fuera de la relación entre X y Y), no relación con errores en el modelo o variables no observadas (relación exógena). En caso de que se sospeche correlación entre las variables explicativas y el error en el modelo debido a relación causal inversa, omisión de variables o errores de medición no aleatorio en variables explicativas (relación endógena), puede usarse método de variables instrumentales [128]. El método de variables instrumentales aísla la relación entre variables a partir de la definición de una tercera variable (Z) no perteneciente a la ecuación inicial que se correlacione con la variable resultado únicamente a través de la entrada y que sea independiente del error del modelo, con un estimador del tipo  $\hat{Q} = (Z^T X)^{-1} Z^T Y$ .

Los datos de entrada y salida se obtienen con el modelo directo de la órtesis, donde el usuario aplica una señal de par de ruido blanco sobre la articulación (medido por la celda de carga), y el movimiento resultante en la órtesis es medido por el servomotor. Para la identificación de los parámetros del modelo el movimiento resultante (velocidad angular) se usa como señal objetivo (dimensión uno) y la entrada es la señal de par medida en ese instante (dimensión uno). La identificación de los parámetros del modelo en el espacio de Laplace G(s) con un polo, ningún cero se realizó en MATLAB R2019b (Natick, MA, EUA).

$$G(s) = \frac{b}{s+a} \quad (4.10)$$

Se obtuvo un error final de predicción (FPE) de 218, un error cuadrático medio (MSE) de 211.1 y un ajuste a los datos estimados de 67.21%. A partir de los parámetros identificados se calculan los parámetros físicos del sistema de la ecuación 4.7 como:



$$J = \frac{1}{b} = 0.0014 \text{ kg m}^2 \quad (4.11)$$

y

$$B = \frac{a}{b} = 0.0283 \text{ kgm/s} \quad (4.12)$$

El modelo identificado del sistema se probó con una entrada simulada de par sinusoidal con una amplitud de 2Nm y una frecuencia de 5Hz. Los resultados de la identificación y resultados de la prueba del sistema con los parámetros encontrados se muestran en Figura 4-8. La figura muestra una buena identificación del modelo.

Se realizó la identificación del modelo inverso en el espacio de Laplace  $G'(s)$  con dos polo y dos ceros en MATLAB R2019b (Natick, MA, EUA). Se obtuvo un error final de predicción (FPE) de 0.271, un error cuadrático medio (MSE) de 0.260 y un ajuste a los datos estimados de 57.25%. La Figura 4-9 muestra una identificación aceptable del modelo inverso del sistema.

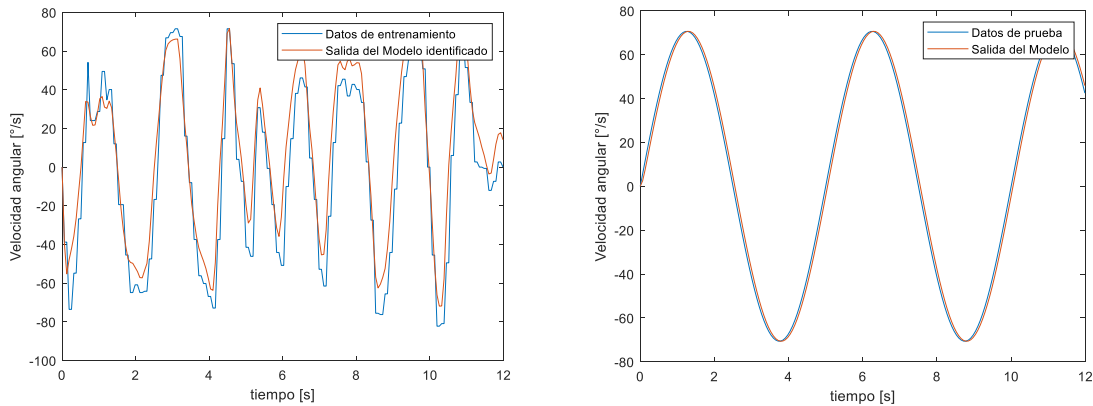


Figura 4-8. (Izquierda) Identificación del modelo. (Derecha) Resultados simulación con modelo identificado.

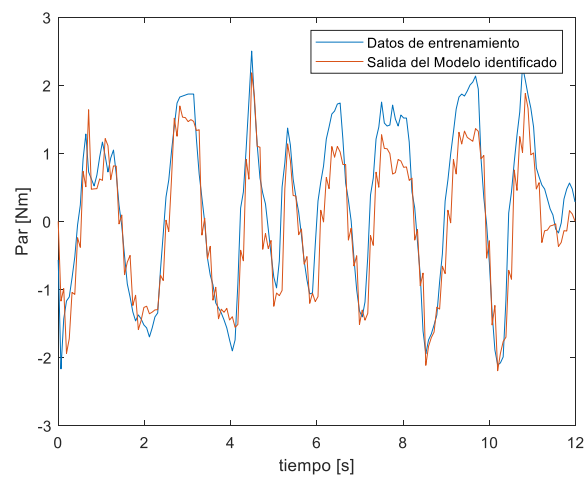


Figura 4-9. Identificación de modelo de sistema inverso.

#### 4.10 ÓRTESIS CON CONTROLADOR DE LAZO EXTERNO

Cuando al modelo de la Figura 4-7, se le agrega actuación mediante un control externo de la órtesis  $C_o$  se obtiene un control de admitancia o de fuerza basado en velocidad. La señal de control del actuador es calculada por el controlador de acuerdo con la información de la propia órtesis.

El controlador del lazo externo de la órtesis  $C_o$  se propone como un controlador proporcional-integral (PI):

$$C_o(s) = \frac{k_i}{s} + k_p \quad (4.13)$$

donde  $k_p$  y  $k_i$  son las constantes proporcional e integral respectivamente. El controlador del lazo externo de la órtesis  $C_o$  genera una referencia de velocidad  $e_{\dot{q}}$ . La referencia de velocidad está limitada por la capacidad de velocidad del servomotor representada en la Figura 4-7 por el bloque de saturación, lo cual impone límites para las ganancias  $k_p$  y  $k_i$  con el fin de evitar saturación continua del control. Por ejemplo, en el caso del servomotor dynamixel EX-106 (Robotis Inc, CA, EUA) el límite de las ganancias  $k_p$  y  $k_i$  es 682 considerando la velocidad máxima alcanzable por el servomotor.

Para verificar el efecto del controlador de lazo externo  $C_o$  se propone el factor humano máximo (HFM) definido como la razón entre el valor máximo absoluto de par/fuerza empleado para mover la órtesis bajo la acción del control de lazo externo  $C_o$  entre el valor máximo absoluto del par/fuerza necesario por el usuario para mover la órtesis sin la acción del control de lazo externo  $C_o$ , tomado de [124].

$$HFM = \frac{\max |T_{C_o \neq 0}|}{\max |T_{C_o = 0}|} \quad (4.14)$$

El factor humano máximo (HFM) debe ser cercano a cero lo que se traduce en un menor esfuerzo del usuario para mover el sistema bajo la acción del control.

#### 4.11 ANÁLISIS DE ESTABILIDAD.

El modelo dinámico del sistema de la Figura 4-7 en lazo cerrado es:

$$H(s) = \frac{C_o G}{1 + C_o G} \quad (4.15)$$

Suponiendo un controlador del lazo externo de la órtesis  $C_o$  de acuerdo con la ecuación (4.13) se obtiene un sistema de segundo orden con una ecuación característica de la forma:

$$\Delta(s) = s^2 + 2\zeta\omega_n s + \omega_n^2 = 0 \quad (4.16)$$

Donde  $\zeta$  es la razón de amortiguamiento y  $\omega_n$  es el factor de amortiguamiento en amortiguamiento crítico. Así la ecuación característica del sistema de la ecuación (4.15) es:

$$\Delta(s) = s^2 + \frac{b+k_i+ak_p}{k_p} s + \frac{ak_i}{k_p} = 0 \quad (4.17)$$

donde

$$\omega_n = \sqrt{\frac{ak_i}{k_p}} \quad (4.18)$$

y

$$\zeta = \frac{b+k_i+ak_p}{2k_p\omega_n} s \quad (4.19)$$

Las raíces de la ecuación característica (4.16) son:

$$s_1, s_2 = -\alpha \mp j\omega_n\sqrt{1-\zeta^2} \quad (4.20)$$

con

$$\alpha = \zeta\omega_n \quad (4.21)$$

Cuando  $\zeta > 1$  se garantiza un comportamiento sobre amortiguado para que la salida del sistema no presente sobretiros. Bajo esta condición las raíces del sistema serán reales y negativas garantizando la estabilidad del sistema.

Para obtener una razón de amortiguamiento  $\zeta$  cercana a la unidad en el sistema representado por la ecuación (4.14) con  $\zeta > 1$  se propone  $k_i \gg k_p$ . De esta forma se fija el valor  $k_i = 682$  y se busca el valor de  $k_p$  que produzca la razón de amortiguamiento  $\zeta$  más cercana a la unidad con  $\zeta > 1$ . De esta forma se obtiene un valor  $\zeta = 1.32$ ,  $\omega_n = 6.03$ , para  $k_p = 150$ .

#### 4.12 RESULTADOS EXPERIMENTALES

El controlador de la órtesis fue probado con un adulto voluntario sano durante la realización de 4 ciclos de flexo-extensión del codo a velocidad variable en un tiempo de 18 segundos, ver Figura 4-10.

Se registró el par (T) necesario para movilizar el sistema y la velocidad angular resultante ( $\dot{q}$ ) con el controlador activado con  $k_p = 150$  y  $k_i = 682$ , ver Figura 4-11. El servomotor fue controlado en modo control de velocidad. Con los resultados de velocidad angular se utilizó el modelo inverso del sistema obtenido en la sección anterior para calcular el par necesario para movilizar la órtesis sin la acción del control del lazo externo ( $C_o = 0$ ).



Figura 4-10 Prueba de órtesis con actuación y control en voluntario adulto sano.

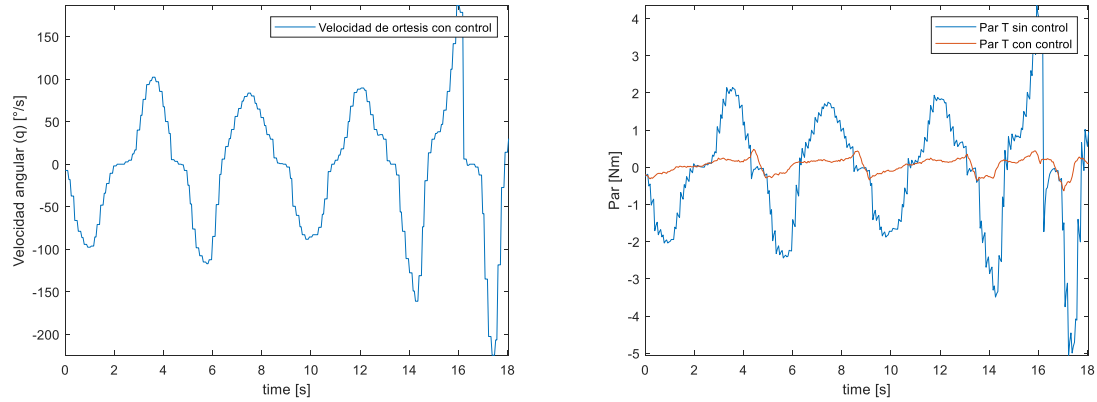


Figura 4-11 (izquierdo) Velocidad angular de la órtesis durante prueba experimental. (derecho) Comparación de registro de par (T) medido a la entrada del sistema con control y actuación y cálculo de par requerido para mover la órtesis sin actuación con base en simulación.

En éste caso se obtuvo un factor humano máximo (HFM) de 0.125. Lo que representa un 12.5% de esfuerzo por parte del usuario para mover la órtesis bajo la acción del control.

# 5 INTEGRACIÓN

Esta sección aborda la integración mecánica y de software de todos los componentes de la órtesis robótica para codo de niños con parálisis cerebral espástica. Se presentan resultados de la integración en dos casos: 1) en simulación sobre señales cinemáticas y de actividad electromiográfica de niños con parálisis cerebral descritos en la sección 2.4 sobre patrones de coordinación muscular de sujetos con parálisis cerebral durante movimientos de flexión-extensión a velocidad y resistencia controladas, 2) en pruebas dinámicas con un voluntario adulto sano.

## 5.1 INTEGRACIÓN MECÁNICA Y DE SOFTWARE

Para la integración de todos los componentes se desarrolló el software de aplicación SmartMove App en Matlab R2019b (Natick, MA, EUA), ver Figura 5-1. La aplicación SmartMove contiene dos paneles que permiten realizar dos cosas: 1) configuración y selección del tipo de comportamiento de la órtesis robótica y 2) visualización y biorretroalimentación de cinemática del movimiento para el usuario. El modelo de configuración permite 1) inicializar componentes de hardware, 2) Establecer los límites de seguridad de rango de movimiento de la articulación de codo por software y 3) seleccionar el tipo de comportamiento de la órtesis robótica.

La inicialización de componentes establece la conexión y configuración del actuador y de los sensores de actividad electromiográfica y fuerza. La configuración de los límites de seguridad permite al usuario o al operador el libre movimiento de la articulación de codo hasta los rangos de movimiento máximos funcionales para cada usuario con el fin de establecer por software los límites en la configuración del rango de movimiento de la órtesis.

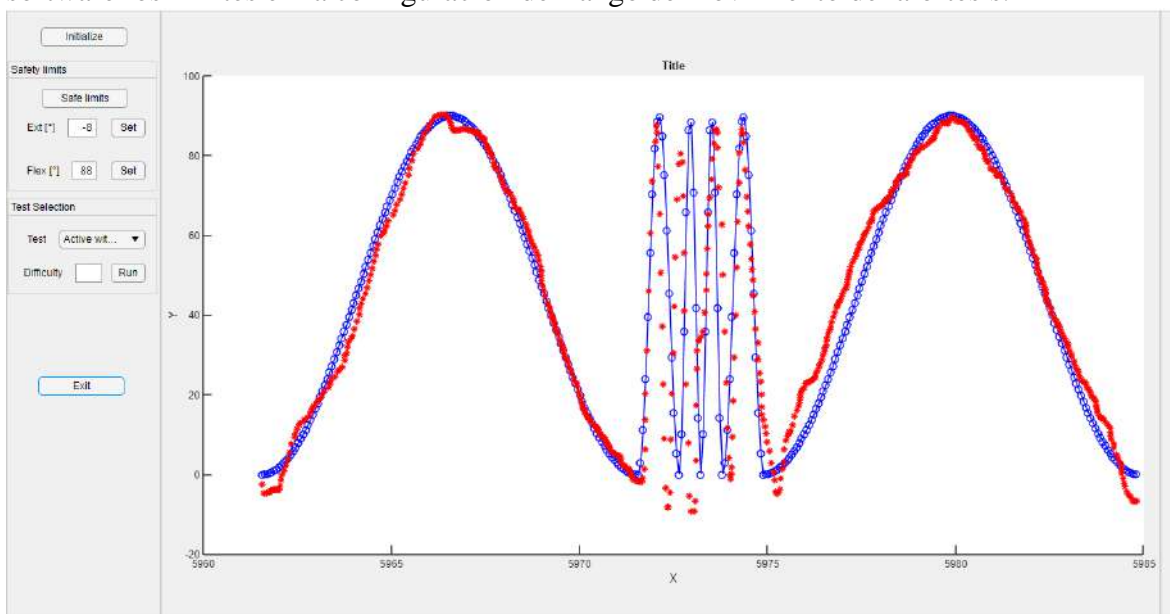


Figura 5-1 Aplicación de Software SmartMove App.

La órtesis robótica tiene tres tipos de comportamiento que pueden ser seleccionados mediante la aplicación SmartMove App 1) movilizador pasivo, 2) movilización activa con biorretroalimentación sin asistencia y 3) movilización activa con biorretroalimentación y con asistencia. El movilizador pasivo mueve la articulación de codo del usuario de manera similar a los dispositivos para evaluación pasiva de espasticidad descritos en la sección 1. El movimiento se realiza, dentro del rango de movimiento funcional de la articulación, con ciclos de flexión y extensión intercalados a tres diferentes velocidades para flexión y extensión (baja = 228°/s, mediana = 456°/s y alta = 684°/s), ver Figura 5-2. Este modo permite al operador observar alteraciones en el movimiento debidas a rigidez o limitación en el rango de movimiento de la articulación del usuario. Este modo le permite a la órtesis robótica establecer la respuesta al escalón del sistema ante los pulsos de velocidad, de la forma:

$$G(s) = \frac{k}{1+sT} e^{-sL} \quad (5.1)$$

Donde k es una ganancia fija, L es un retardo de tiempo, T es la constante de tiempo y un parámetro a definido como:

$$a = k \frac{L}{T} \quad (5.2)$$

La respuesta al escalón unitario de la órtesis robótica es k=0.554, L=0.643, T=1, y a=0.356 con un L/T=0.643, ver Figura 5-3.

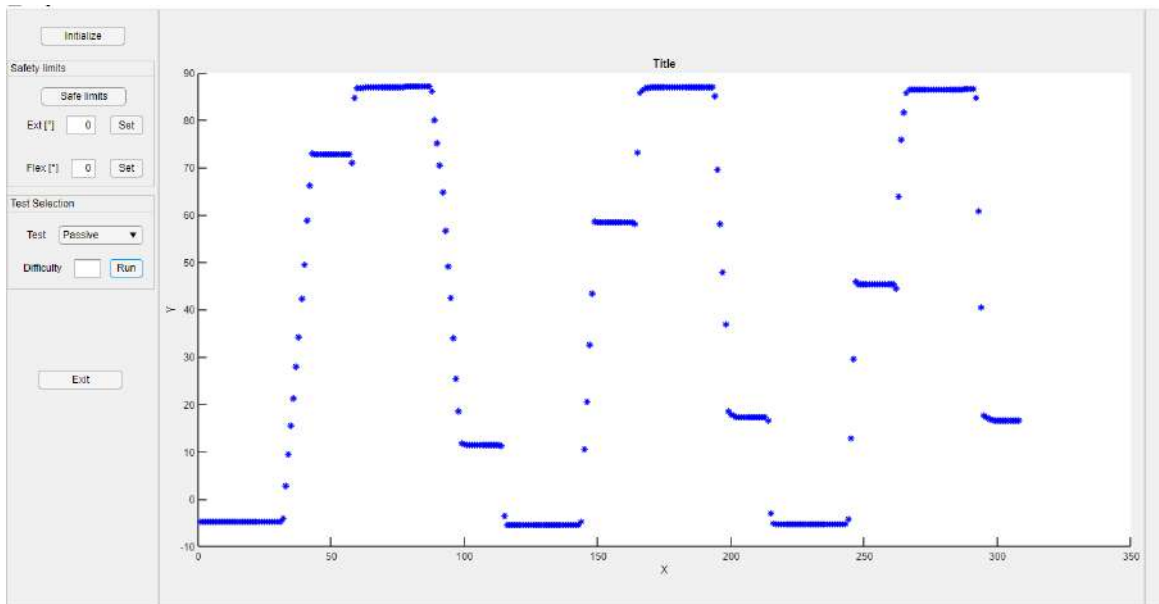


Figura 5-2 Pantalla de SmartMove App al término de su uso como movilizador pasivo. Pueden observarse tres rampas de flexión y tres rampas de extensión intercaladas con velocidades crecientes (baja = 228°/s, mediana = 456°/s y alta = 684°/s) y precedidas de un movimiento de inicialización al límite del rango de movimiento del usuario.

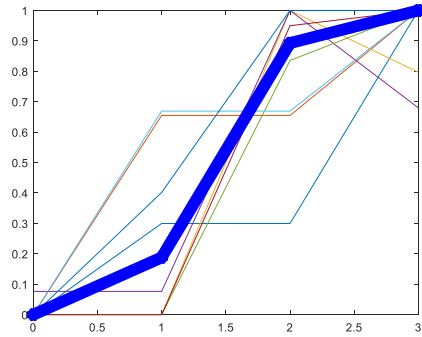


Figura 5-3 Respuesta al impulso unitario de la órtesis robótica.

En el segundo modo de movilización activa con biorretroalimentación sin asistencia al usuario se le muestra en pantalla una trayectoria objetivo y biorretroalimentación sobre el movimiento real realizado con la intención de que el usuario controle voluntariamente la velocidad de su movimiento. La trayectoria objetivo consiste en ciclos de flexo-extensión a tres velocidades promedio diferentes ( $9^\circ/s$ ,  $81^\circ/s$  y  $153^\circ/s$ ). Este modo es similar al empleado para obtener los patrones de coordinación muscular de sujetos sanos y con parálisis cerebral durante movimientos de flexión-extensión a velocidad controlada de las secciones 2.2 y 2.4 y permite al sistema la identificación del modelo de forma similar a lo presentado en la sección 4.6, ver Figura 5-4. En este modo el actuador se encuentra apagado para no proporcionar ni asistencia ni resistencia al movimiento.

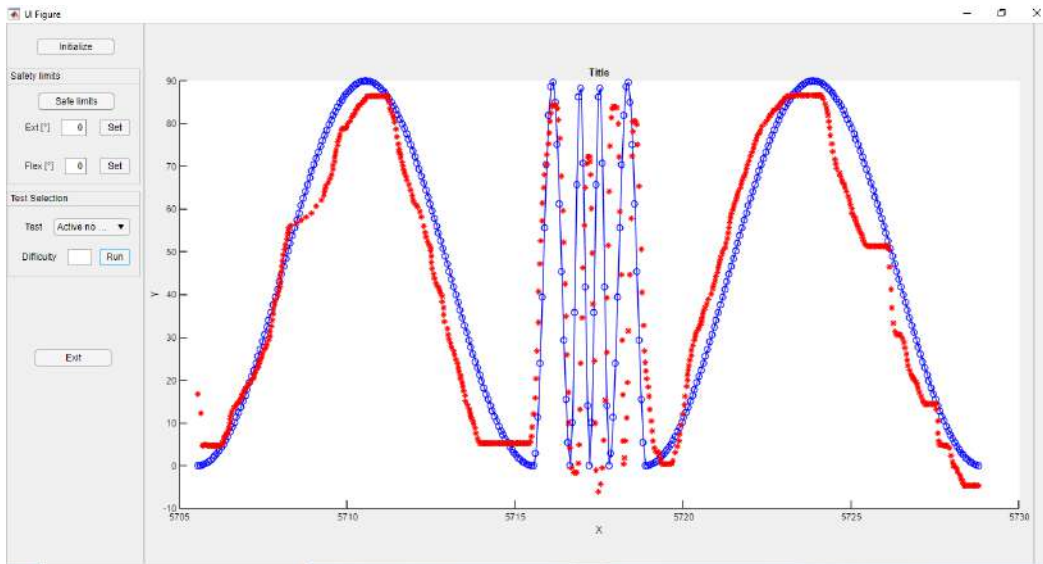


Figura 5-4 Pantalla de SmartMove App al término de su uso en el modo movilización activa con biorretroalimentación sin asistencia. Pueden observarse seis ciclos de flexión y extensión a 3 velocidades promedio crecientes y decrecientes ( $9^\circ/s$ ,  $81^\circ/s$  y  $153^\circ/s$ ).

En el tercer modo de movilización activa con biorretroalimentación y asistencia al usuario se le muestra en pantalla la misma trayectoria objetivo y biorretroalimentación del caso anterior. Este es un modo para entrenamiento y evaluación de la órtesis robótica., ver Figura 5-5. Más detalles sobre los resultados obtenidos se darán en la siguiente sección.

## 5.2 MOVILIZACIÓN ACTIVA Y ASISTENCIA CON CONTROL DE ESPASTICIDAD

El modo de movilización activa y asistencia combina la órtesis y control presentado en la sección 4, junto con el módulo de detección y predicción de espasticidad presentado en la sección 3 el cual se integra en un nuevo módulo llamado control de espasticidad, ver Figura 5-6.

La implementación del control de órtesis y control de espasticidad en software se realiza en una versión discretizada del controlador con un lazo en constante actualización iniciado dentro del modo de movilización activa con biorretroalimentación y asistencia del software de aplicación SmartMove App, ver Figura 5-7.

En este modo el software adquiere y procesa las señales de posición y velocidad del servomotor, así como las señales de los sensores de actividad electromiográfica y del sensor de fuerza. La implementación del control de velocidad emplea únicamente actividad electromiográfica del músculo bíceps (con base en los resultados mostrados en la sección 3), aunque dentro del programa también se realiza adquisición y procesamiento de los músculos supinador largo y tríceps.

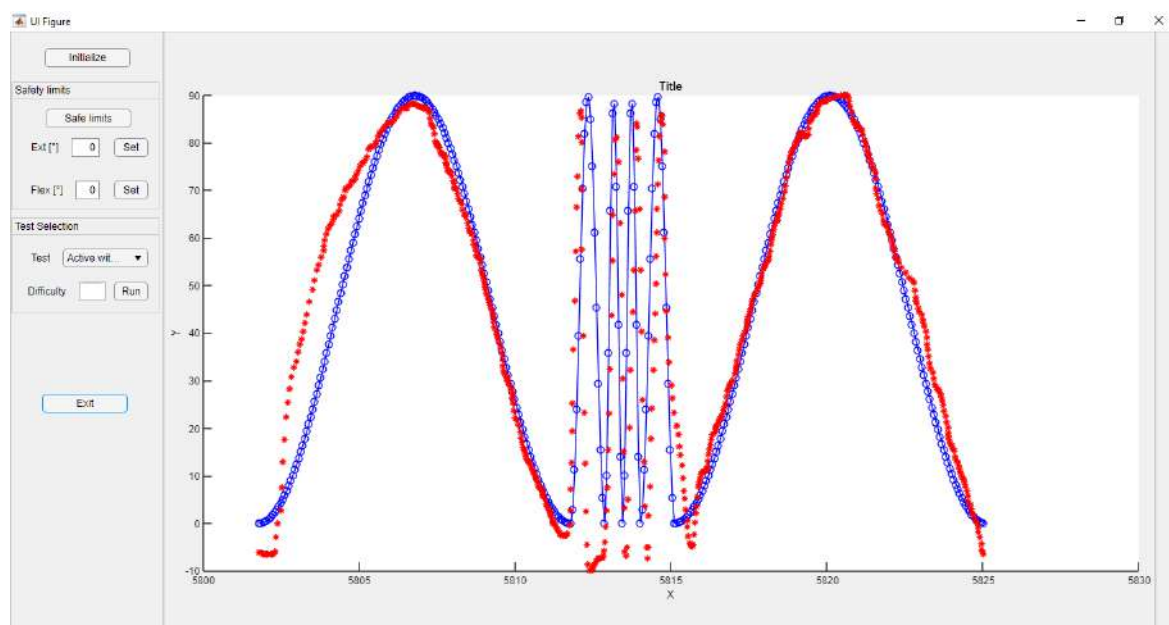


Figura 5-5 Pantalla de SmartMove App al término de su uso en el modo movilización activa con biorretroalimentación y asistencia. Pueden observarse seis ciclos de flexión y extensión a 3 velocidades promedio crecientes y decrecientes ( $9^{\circ}/s$ ,  $81^{\circ}/s$  y  $153^{\circ}/s$ ).



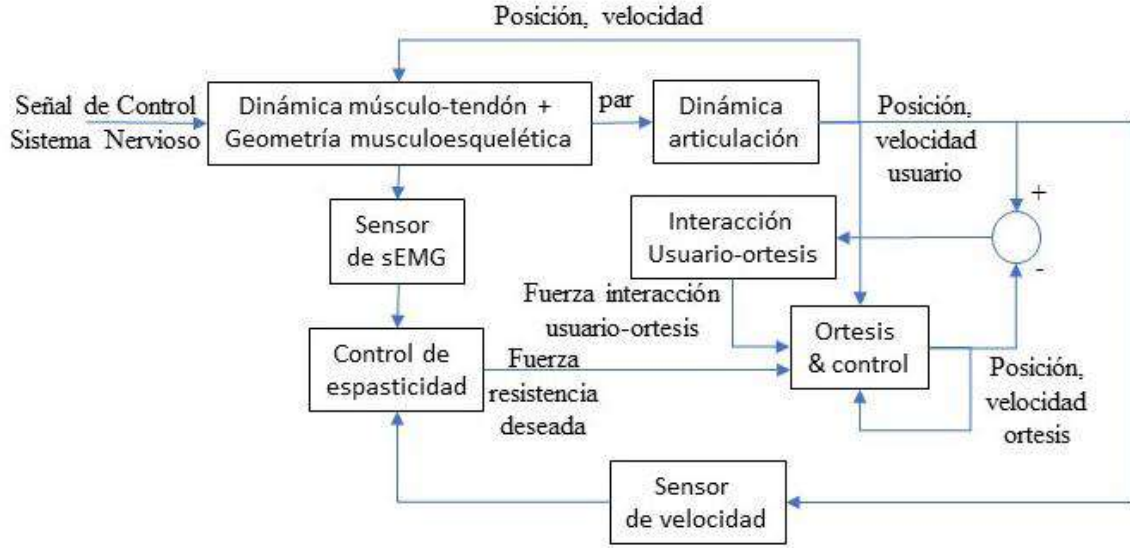


Figura 5-6 Diagrama de bloques del sistema con control de órtesis y control de espasticidad.

A partir del valor del par registrado en el sensor de fuerza  $T(i)$  se calcula un estimado de la velocidad futura  $\hat{q}(i + 1)$  mediante un control de lazo externo de la órtesis  $C_o$  proporcional-integral

$$\hat{q}(i + 1) = (K_p + \frac{k_i}{s})T(i) \quad (5.3)$$

Con este valor se calcula referencia de velocidad  $e_{\dot{q}}$ .

$$e_{\dot{q}}(i + 1) = \dot{q}(i) + \hat{q}(i + 1) \quad (5.4)$$

Posteriormente se calcula el valor de actividad muscular dependiente de la velocidad definida en la sección 3.

$$\gamma(i) = sEMG(i) * \dot{q}(i)^2 \quad (5.5)$$

y se realiza la predicción del valor futuro de actividad muscular dependiente de la velocidad  $\gamma(i + 1)$  mediante con base en una regresión lineal de los datos

$$\gamma(i + 1) = \gamma(i)\beta + \varepsilon \quad (5.6)$$

Si el valor de actividad muscular dependiente de la velocidad  $\gamma(i + 1)$  es menor que el umbral encontrado en la sección 3  $VMA - fit100 = 12391$ , se acepta el estimado de la velocidad futura  $e_{\dot{q}}(i + 1)$ , de lo contrario se calcula un el estimado de la velocidad futura  $\bar{q}(i + 1)$  a partir del control de espasticidad:

$$\gamma(i + 1) \begin{cases} \leq VMA - fit100, & e_{\dot{q}}(i + 1) = e_{\dot{q}}(i + 1) \\ > VMA - fit100, & e_{\dot{q}}(i + 1) = \bar{q}(i + 1) \end{cases} \quad (5.7)$$

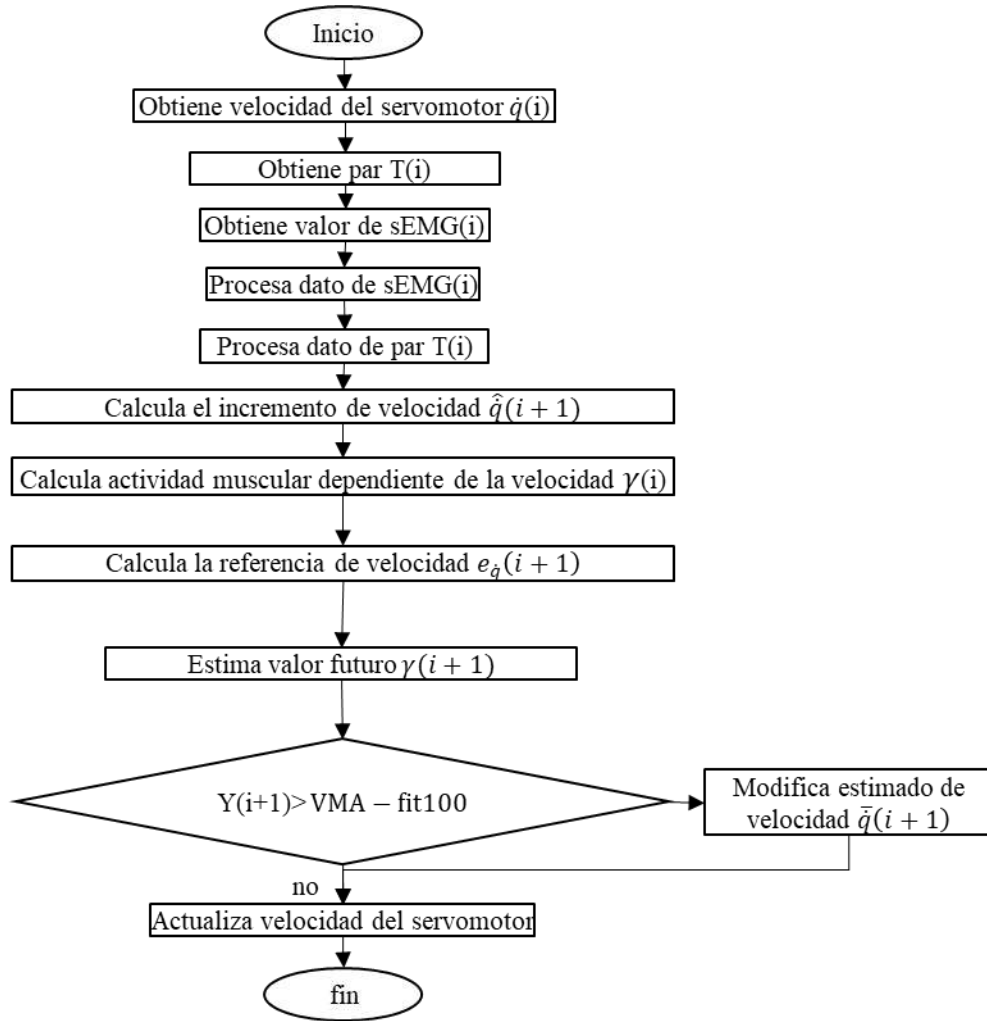


Figura 5-7 Diagrama de Flujo de la implementación en software del control de órtesis y control de espasticidad.

El estimado de la velocidad futura  $\bar{q}(i+1)$  por el control de espasticidad se realiza de la siguiente forma:

$$\bar{q}(i+1) = k_s \dot{q}(i) \quad (5.8)$$

$$k_s = \sqrt{\frac{\text{VMA} - \text{fit100}}{\gamma(i+1)}} \quad (5.9)$$

Donde  $\dot{q}(i)$  es el valor de velocidad en el momento de detección de la espasticidad, y  $k_s$  es una ganancia para reducir la velocidad de movimiento de la articulación.

### 5.3 RESULTADOS EXPERIMENTALES EN VOLUNTARIO ADULTO SANO

El controlador de la órtesis incluyendo el control de espasticidad fue probado con un adulto voluntario sano durante la realización de 4 pruebas con 4 ganancias diferentes  $k_p = [0 \ 227 \ 454 \ 682]$  y  $k_i = [0 \ 682 \ 682 \ 682]$  respectivamente, consistente cada una en 6 ciclos

de flexo-extensión del codo a velocidad variable en un tiempo de 23.4 segundos. Se registró la posición articular  $v(q)$ , la velocidad angular resultante ( $\dot{q}$ ), el par (T) necesario para movilizar la órtesis y la actividad electromiográfica (EMG), ver Figura 5-8. En este caso se obtuvo un factor humano máximo (HFM) en las pruebas  $k_p = [227\ 454\ 682]$  y  $k_i = [682\ 682\ 682]$ , con relación a la prueba con  $k_p = 0$  y  $k_i = 0$  de 0.51, 0.41 y 0.37 respectivamente. En estas pruebas no se activó el control de espasticidad debido a que el sujeto al ser sano no presentó incremento excesivo de la actividad muscular dependiente de la velocidad.

#### 5.4 SIMULACIÓN EN PACIENTES CON PARÁLISIS CEREBRAL ESPÁSTICA

Para la validación de la integración del sistema junto con el controlador de espasticidad se realizó simulación con los datos del experimento de la sección 3.4 simulando el procesamiento de los datos en línea con una frecuencia de muestreo para las señales de electromiografía de superficie de 102.4Hz y una frecuencia de muestreo de 15.06 Hz. El valor límite normal de actividad-muscular dependiente de la velocidad utilizado fue el obtenido en la misma sección 3.4 (VMA-fit100=12351). La simulación del controlador se realizó en Simulink R2019b (Natick, MA, EUA) utilizando como entradas la posición articular  $(q)$ , la velocidad angular ( $\dot{q}$ ) y la actividad electromiográfica del músculo bíceps. El par (T) medido en la celda de carga fue calculado utilizando el modelo dinámico de la órtesis Robótica SmartMove identificado en la sección 4.6, ver Figura 5-9

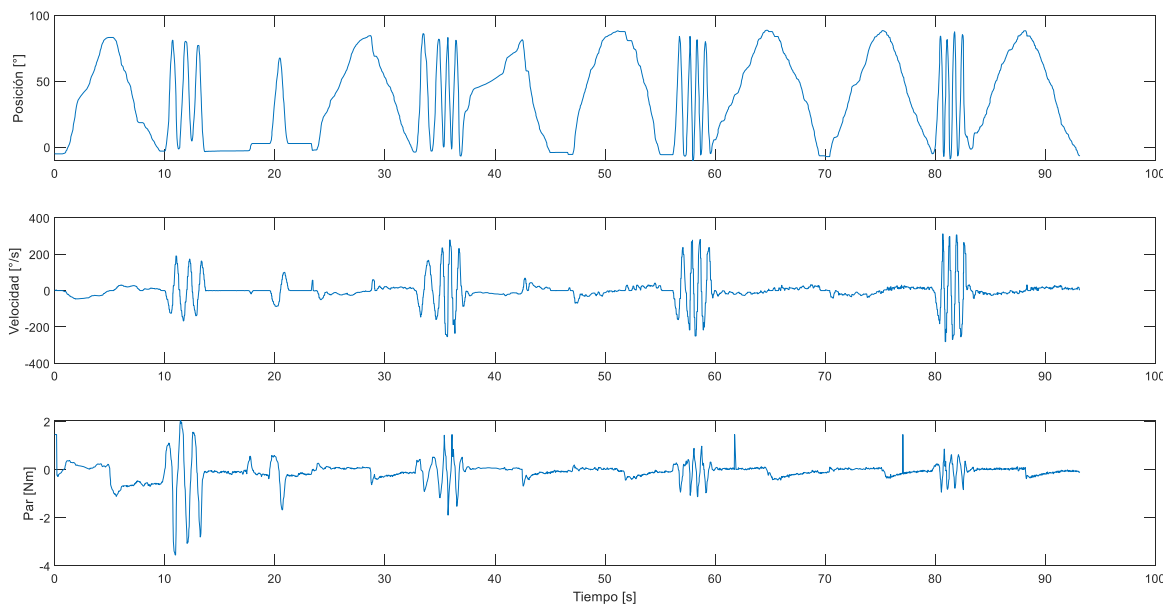


Figura 5-8 Posición, velocidad y par durante 4 pruebas experimentales con 4 ganancias diferentes  $k_p = [0\ 227\ 454\ 682]$  y  $k_i = [0\ 682\ 682\ 682]$  respectivamente, consistente cada una en 6 ciclos de flexo-extensión del codo a velocidad variable en un tiempo de 23.4 segundos.

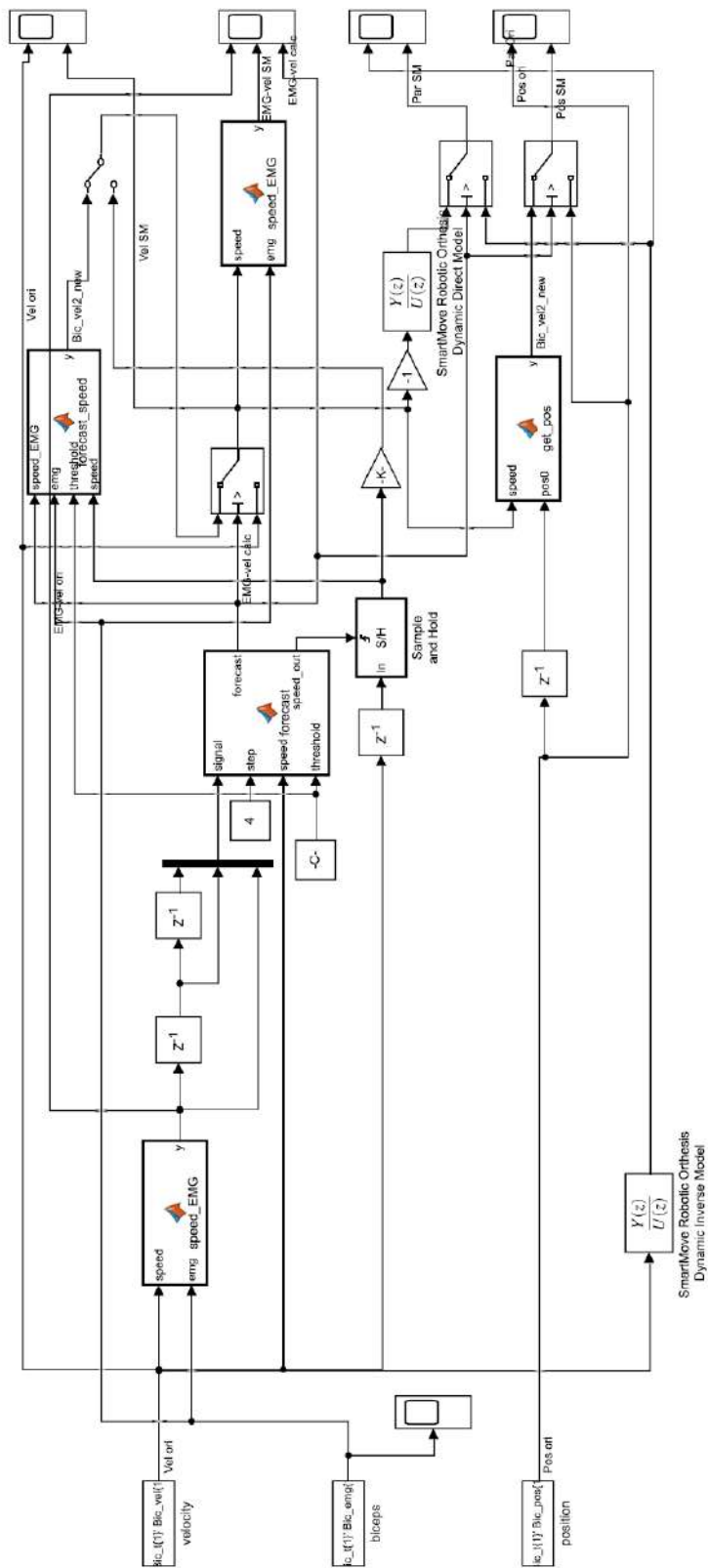


Figura 5-9 Diagrama para simulación del control de espasticidad de la órtesis robótica SmartMove.

Se realizó simulación del control de espasticidad en eventos identificados por la presencia de hiperactividad muscular dependiente de la velocidad en la población de niños con parálisis cerebral, ver Figura 5-10.

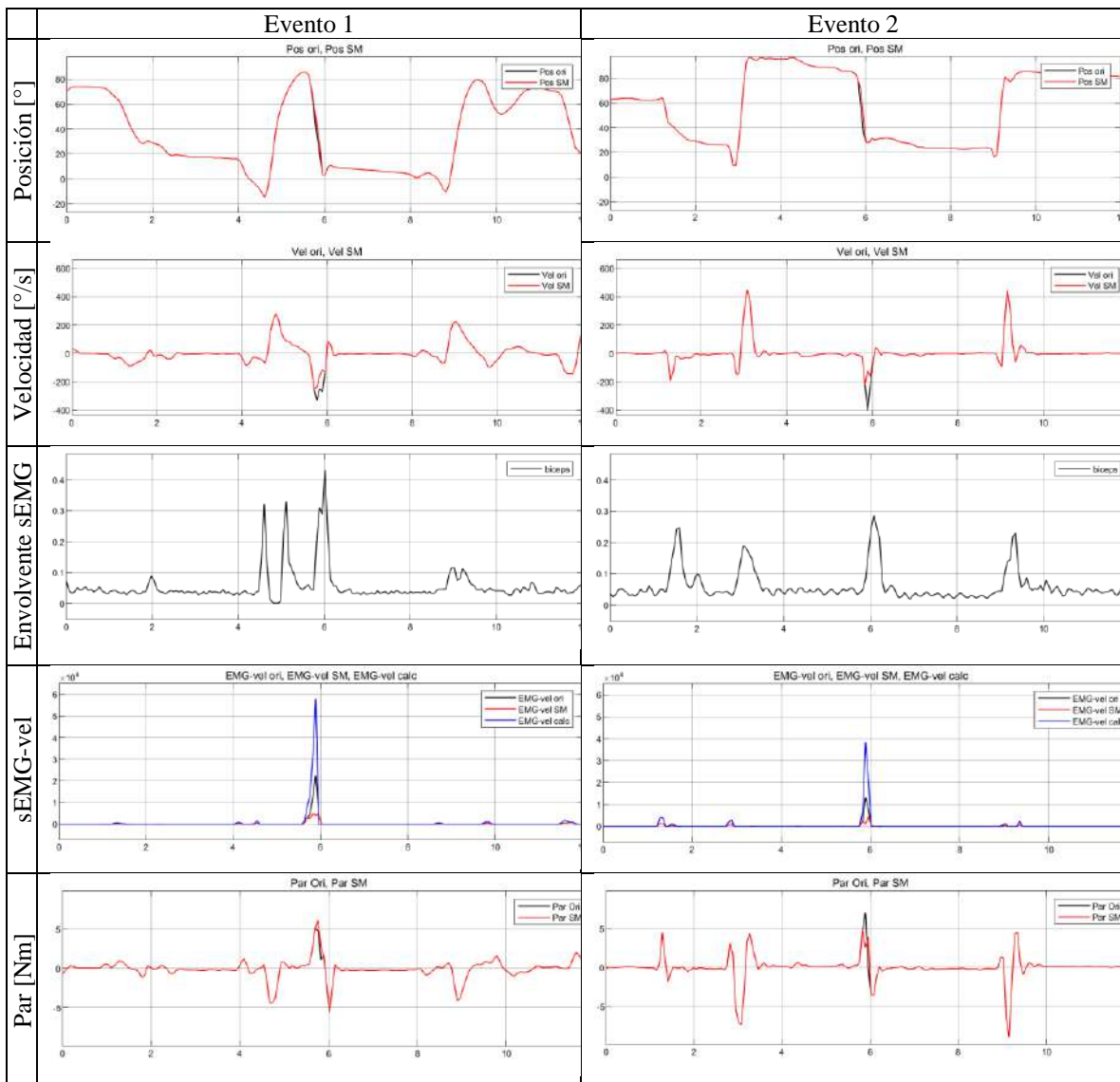


Figura 5-10 Simulación de control de espasticidad en eventos caracterizados por hiperactividad de bíceps-dependiente de la velocidad. Se muestra por filas de arriba hacia abajo, posición articular, velocidad articular, envolvente de actividad electromiográfica (sEMG), actividad muscular dependiente de la velocidad (sEMG-vel) y par medido en sensor de fuerza. Las señales en negro indican los valores originales (ori) registrados en niños con parálisis cerebral espástica. Señales en rojo indican el resultado de la simulación de la acción de la órtesis robótica SmartMove (SM). Las señales en azul indican predicción de actividad muscular dependiente de la velocidad utilizada por el controlador de espasticidad (calc).

En la gráfica se muestran dos eventos caracterizados por hiperactividad de bíceps-dependiente de la velocidad en una ventana de tiempo de  $\pm 6$  segundos antes y después de la localización del evento. Se muestran los valores originales (ori) registrados en niños con parálisis cerebral espástica de posición articular, velocidad angular, envolvente de actividad electromiográfica (sEMG), actividad muscular dependiente de la velocidad (sEMG-vel) y par medido en sensor de fuerza. También se muestran el resultado de la simulación de la acción de la órtesis robótica SmartMove (SM) sobre las variables anteriores. Adicionalmente se muestran la predicción de actividad muscular dependiente de la velocidad utilizada por el controlador de espasticidad (calc). Como puede verse al predecirse la aparición de espasticidad el control de espasticidad realiza el estimado de la velocidad futura  $\bar{q}(i + 1)$  de acuerdo con las ecuaciones 5.8, 5.9 y 5.10. El nuevo estimado de velocidad futura  $\bar{q}(i + 1)$  se traduce en cambios en la trayectoria articular, actividad muscular dependiente de la velocidad y par. El nuevo estimado de velocidad futura  $\bar{q}(i + 1)$  reduce la velocidad de la articulación, lo que disminuye la actividad muscular dependiente de la velocidad. En consecuencia, se espera un aumento del par medido en el sensor de fuerza. En la figura se aprecia que el cambio de velocidad no se traduce en una limitación del movimiento pues, sino que únicamente altera ligeramente la trayectoria permitiendo continuar con el movimiento, posterior al fin del evento de hiperactividad dependiente de la velocidad, según los datos registrados originalmente.

# 6 DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

---

## 6.1 MODELADO Y CARACTERIZACIÓN.

En la sección de modelado y caracterización se utilizaron herramientas de modelado neuromusculoesquelético computacional para explorar su uso en el análisis de la relación entre la dinámica del movimiento y el control neuromuscular para el diseño de métodos de detección de espasticidad. Así se implementó en el software MSMS una versión simplificada del modelo de referencia para miembro superior MoBL ARMS elaborado en OpenSim [84] compuesto por 5 segmentos rígidos, 5 articulaciones con 5 grados de libertad, 12 músculos mediante 21 actuadores tipo Hill combinando el modelo muscular dinámico de Schutte con el músculo virtual de Cheng propio de MSMS. El modelo implementado presentó buena validez en comparación con el modelo original demostrado por una alta correlación ( $R > 0.95$ ) y bajo error en el cálculo de los parámetros fundamentales de longitud del fascículo muscular ( $RMSE \leq 0.0037$ ) y fuerza muscular activa ( $RMSE \leq 22.01$ ). A pesar de los buenos resultados obtenidos con el modelo desarrollado se decidió utilizar el modelo de referencia MoBL ARMS para disminuir cualquier incertidumbre en la validez para explorar el uso de herramientas computacionales en la obtención de estrategias de control motor durante movimientos de flexo-extensión del codo a diferentes velocidades. Este análisis se desarrolló utilizando el marco de referencia definido en trabajos para evaluación del control muscular activo en la articulación de codo [89] y con fines de detección de espasticidad [31]. Las señales de control cinemática y control muscular obtenidas fueron procesadas dentro del marco de referencia anterior para obtener resultados comparables con la literatura y datos provenientes de valoraciones biomecánicas funcionales reales. Aquí fue necesario obtener información sobre la dinámica y control muscular activo en un estudio de valoración funcional clínico utilizando métodos para adquisición de información controlados y confiables [93] [94] con el objetivo de asegurar la validez de los datos obtenidos. La información sobre el control muscular obtenido por simulación y los valores experimentales presentaron diferencias estadísticamente significativas ( $p < 0.01$ ) tanto para mediciones en el dominio del tiempo como parámetros como la coherencia muscular tiempo-frecuencia. En general los valores de actividad y coherencia muscular reales fueron mayores las sintéticas. Estas diferencias pueden deberse a diferencias en las condiciones dinámicas de la simulación (resistencia a la flexión/extensión) o a limitaciones de los paquetes de modelado neuromusculoesquelético reportadas como ausencia de activaciones musculares anticipatorias a eventos o sobreestimación de co-contracciones musculares en casos donde la gravedad o la inercia juegan un papel importante ya que las mayores diferencias se presentaron a altas velocidades [99]. Debido a las diferencias observadas entre el control muscular sintético y experimental se decidió continuar el desarrollo de la órtesis robótica empleando datos reales de individuos sanos e individuos con parálisis cerebral.

Como parte de la investigación experimental para un posterior desarrollo y evaluación más cercana al uso de la ortesis robótica en la vida cotidiana aprovechando la disponibilidad de recursos e infraestructura, se adquirieron patrones de coordinación muscular haciendo uso de la batería de movimientos propios de actividades de la vida diaria propuesta en la sección anterior. Los resultados demuestran que las actividades de la vida diaria presentan mayor demanda en el desempeño en cuanto a ancho de banda ( $2.98 \pm 1.02$  Hz) y velocidad angular

(377.10 a 747.66 °/s) para la articulación del codo. Se observó un comportamiento decreciente en la coherencia muscular ante el incremento de velocidad angular en la articulación que no varía con la actividad realizada o con la posición articular de la articulación, lo que sugiere un control muscular común. El cálculo de la coherencia muscular tiempo-frecuencia requirió el uso de grandes series de tiempo de datos de entrada del orden de segundos y una buena capacidad de procesamiento para realizar los cálculos. El tiempo de procesamiento en nuestro caso utilizando una computadora personal fue del orden de segundos. Así la implementación en línea del análisis de coherencia muscular tiempo-frecuencia parece difícil debido a su complejidad.

Dentro de la investigación experimental se evaluó la dinámica y control muscular de un grupo de 5 individuos con parálisis cerebral espástica con un grado de afectación moderado (Tardieu  $\leq 2$ ). Los datos de dinámica y control muscular de niños sanos y niños con parálisis cerebral fueron comparados en el dominio del tiempo con el objetivo de encontrar indicadores para la detección de espasticidad. El algoritmo de categorización utilizando previamente fue modificado de su versión original [31] [89] con el objetivo de garantizar la detección de incluso pequeñas diferencias (5%) con una potencia estadística adecuada (80%). Este análisis demostró diferencias evidentes en el tiempo entre grupos principalmente en la relación existente entre la actividad muscular y la velocidad articular. Los niños con parálisis cerebral mostraron un mayor incremento en la actividad muscular con incremento de la velocidad a comparación de los niños sanos ( $p < 0.01$ ). Por lo que el incremento de actividad muscular con incremento de la velocidad en niños con parálisis cerebral parecería estar relacionado con la definición de espasticidad en este grupo de individuos [8].

## 6.2 PREDICCIÓN DE ESPASTICIDAD.

En la sección de predicción de espasticidad se presentó un modelo para la relación entre la actividad muscular del músculo bíceps y la velocidad articular durante los movimientos de estiramiento o extensión, debido a que el músculo bíceps es el músculo más propenso a presentar espasticidad en niños con parálisis cerebral [7]. A partir de los datos de la cinemática articular y control muscular normal y alterada fue posible detectar diferencias en la actividad muscular dependiente de la velocidad entre ambos grupos. El método para la detección de diferencias en la actividad muscular dependiente de la velocidad fue pensado para aplicarse en línea y permitir no solo la detección de espasticidad sino la estimación del cambio en la dinámica de la articulación evitar permanecer en esta región de actividad muscular dependiente de velocidad alterada. Como se mencionó en la sección 1 la mayoría de los métodos para evaluar espasticidad se basan en movimiento pasivo. Aunque a la fecha se han tratado de desarrollar métodos para evaluación de espasticidad en movimiento activo de miembro superior [31] [32] sus métodos también son difíciles de implementar en línea pues requieren una gran cantidad de datos para alimentar métodos de procesamiento tiempo-frecuencia o requieren de gran cantidad de datos para calcular valores promedio de la señal en los que se basa su detección. Adicionalmente los algoritmos de categorización discretizan los valores de velocidad lo que no permite una detección o control. Lo anterior Esto puede limitar su desempeño y consecuentemente su uso en línea. El método de detección desarrollado en la sección 3, permite detectar el incremento en la actividad muscular dependiente de la velocidad puede identificarse en los niños con PC sin necesidad de aplicar algoritmos de categorización comparando únicamente los valores observados con la actividad muscular dependiente de la velocidad observada de sujetos sanos. La actividad



muscular dependiente de la velocidad de los niños con PC no excedió todo el tiempo la línea de base fisiológica definida por los datos de niños sanos. Esto podría atribuirse al bajo nivel de espasticidad encontrado en la muestra de niños con PC analizada (puntaje en la escala modificada de Tardieu  $\leq 2$ ). Niños con mayor nivel de podrían sobrepasar el umbral de actividad muscular dependiente de la velocidad normal por una mayor parte del tiempo. Aunque algunos datos de actividad muscular dependiente de la velocidad de niños con parálisis cerebral espástica se encuentran dentro de la región definida como normal por los datos de actividad muscular dependiente de la velocidad de niños sanos, sí es posible identificar diferencias entre grupos. En general, la actividad muscular dependiente de la velocidad es mayor en los pacientes con espasticidad. En un futuro sería interesante analizar datos de niños con parálisis cerebral con diferentes niveles de espasticidad y probar si el método presentado es capaz de encontrar diferencias entre ellos, lo que podría ayudar no solo a detectar la espasticidad sino a calificarla. Por otro lado, la actividad muscular dependiente de la velocidad mostró un efecto grupal en el que la actividad muscular dependiente de la velocidad aumenta significativamente en los niños con PC más afectados por la espasticidad. El sujeto con mayor nivel de espasticidad fue el que presentó los momentos de hiperactividad muscular dependiente de la velocidad. Así la validez de los resultados del método desarrollado se explora analizando las características clínicas y del movimiento en los individuos e instantes de tiempo detectados. en comparación con los datos clínicos. El método desarrollado es altamente específico para aquellos momentos donde se presenta un incremento de actividad muscular dependiente de la velocidad fuera de los límites normales y donde es necesaria la modificación de la dinámica articular evitando la acción de la órtesis robótica en situaciones no tan comprometidas para los niños con parálisis cerebral o incluso en sujetos normales. El método desarrollado podría refinarse para considerar la influencia del ángulo articular para la detección de espasticidad.

En este estudio, solo se consideraron pequeñas condiciones de carga (hasta 1 kg) y velocidades medias moderadas (hasta  $100^\circ / s$ ) para la realización de ciclos de flexión-extensión sinusoidales con el fin de evaluar el control preciso del movimiento y permitir la comparación de datos entre niños sanos y niños con parálisis cerebral, ya que existen reportes de las limitaciones presentes en individuos con espasticidad para realizar movimientos con mayores resistencias o velocidades altas [31]. Anteriormente se había reportado que pacientes adultos con accidente cerebrovascular con espasticidad y puntuación de Tardieu promedio de 2, no podían alcanzar velocidades de la articulación del codo superiores a  $100^\circ / s$  con cargas de 1 kg y 5 kg [31]. En nuestra caracterización de la dinámica del movimiento (sección 2) encontramos que los niños con parálisis cerebral pudieron alcanzar, con cargas de 0,5 kg y 1 kg, velocidades instantáneas superiores a  $300^\circ / s$  con un ancho de banda de  $1.97 \pm 1.36$  Hz, lo cual tiene implicaciones directas para el diseño de la ortesis robótica pues define los requisitos dinámicos del actuador a utilizar. En esta misma sección se propusieron métodos utilizando regresiones lineales para predecir los incrementos de actividad muscular dependiente de la velocidad más allá del límite normal antes de que sucedan. Las simulaciones a partir de los datos experimentales recabados demostraron la capacidad de predicción en ventanas de tiempo de 128.2 ms, lo cual parece ser un tiempo razonable para un sistema robótico para realizar el procesamiento de la información y las consecuentes modificaciones en la dinámica articular.

### 6.3 DESARROLLO DE ÓRTESIS ROBÓTICA

En la sección de desarrollo de la órtesis se aplicaron conceptos de diseño centrado en el usuario para definir y ponderar requisitos de diseño. El análisis de la Casa de la Calidad (HoQ) determinó que el volumen, la comodidad y el rango de movimiento son las características más importantes para los usuarios, mientras que los electrodos, el control y la fuente de energía son las características de ingeniería más importantes. El prototipo de ortesis robótica desarrollado minimiza el volumen lo que le permite adaptarse a la mayoría de los usuarios de entre 8 y 19 años ya que en el caso extremo de usuarios en el percentil 5 de longitud de brazo, la longitud mínima del diseño actual representa como máximo el 75% de la longitud y diámetro del antebrazo. Las partes que integran la ortesis fueron diseñadas para cubrir con el mínimo volumen posible componentes sensibles como el actuador y la celda de carga. La comodidad se trata de garantizar de la misma forma que se hace actualmente con las ortesis convencionales a través del uso de materiales termoplásticos para sujeción conformados a la medida de cada usuario. El prototipo de órtesis actual presenta una limitación en el rango de movimiento de la articulación en  $100^\circ$  lo que puede representar hasta el 60% del rango de movimiento reportado. El prototipo actual sacrifica rango de movimiento para asegurar de forma mecánica la seguridad del usuario durante las pruebas preliminares. La seguridad es un requisito que, aunque no fue identificado como preponderante por los usuarios es fundamental para cualquier dispositivo robótico en rehabilitación. Por lo tanto, se tomó la decisión de colocar límites mecánicos a la flexión y extensión del componente de antebrazo de la articulación, para proveer un mecanismo de minimización de riesgo para cualquier usuario. Los mecanismos de minimización de riesgos son importantes para lograr la aprobación ética de cualquier estudio de evaluación funcional futura con usuarios reales. Una vez demostrada la seguridad para el usuario los límites del rango de movimiento son relativamente fáciles de modificar con un adecuado rediseño de las piezas debido a que éstas son construidas mediante técnicas altamente flexibles como la impresión 3D. Los electrodos Blue Sensor N (Ambu A/S, Ballerup, Dinamarca) utilizados son electrodos comerciales de alta calidad empleados en estudios clínicos de electromiografía de superficie. El prototipo actual emplea una fuente de energía externa con el objetivo de asegurar el máximo desempeño del servomotor a lo largo de todas las pruebas realizadas. En una futura validación experimental del dispositivo con niños con parálisis cerebral será necesario cambiar la fuente de energía por baterías de 12V y proporcionar los medios para asegurar el suministro óptimo de energía al sistema. El control de la ortesis robótica define aspectos de desempeño y seguridad del dispositivo. Se propuso un control bio cooperativo en base a un control de fuerza /par- velocidad o admitancia, similar a otros aplicados previamente en el área [126]. Para el diseño del controlador se realizó la identificación experimental de la planta con un ajuste a los datos estimados de alrededor del 60%. La ortesis robótica desarrollada toma en consideración condiciones para garantizar la seguridad en base a la estabilidad de la interacción acoplada con el individuo (sección 5). Para este fin se definió un comportamiento sobre amortiguado del sistema acoplado. Como se demostró en las evaluaciones experimentales el controlador implementado cumple las condiciones para obtener un comportamiento estable en su interacción con el individuo, sin limitar la intensidad de movimiento de éste y sin requerir un esfuerzo excesivo para su manejo.

## 6.4 INTEGRACIÓN

En la sección de integración se presenta el desempeño conjunto del sistema físico y el software del prototipo. Se desarrolló una interfaz de usuario que permite al individuo configurar los dispositivos empleados, así como el comportamiento de la órtesis robótica. Además, le permite al usuario tener un medio de biorretroalimentación de cinemática del movimiento para el usuario. La interfaz es una herramienta para evaluación genérica que será potencialmente útil en estudios de evaluación posteriores. En esta sección se integraron las estrategias de control bio cooperativo, con la la detección y predicción de espasticidad auxiliada por el monitoreo en línea de la activación muscular mediante sEMG. Esta integración fue evaluada mediante experimentación con un voluntario sano y mediante simulación con la información de la base de datos de los individuos con y sin espasticidad. En la evaluación se pudo apreciar como todo el sistema de la órtesis robótica tiene comportamiento estable en su interacción con el individuo, sin limitar su movimiento, sin una demanda excesiva de esfuerzo para su manejo y sin activaciones incorrectas o falsos positivos.

## 6.5 PERSPECTIVAS

La órtesis robótica desarrollada es únicamente un prototipo que tiene que seguir su desarrollo mediante iteraciones de prueba y validación con usuarios potenciales reales (niños con parálisis cerebral espástica, familiares, médicos y profesionales de la salud). Sin embargo, este prototipo es un buen primer inicio ya que dentro de su desarrollo consideró no solo objetivos científicos y tecnológicos sino aquellos relacionados en aspectos de los usuarios, económicos y de la tarea. Aunque en este trabajo se realizó una primera evaluación únicamente con gestos de flexión y extensión del codo, la posterior aplicación de algunas herramientas desarrolladas como la batería de evaluación funcional podría permitir realizar evaluaciones más apegadas al uso real con mayor trascendencia clínica.

Realizar la validación experimental en niños más sanos y niños con PC con niveles de espasticidad similares y mayores necesario para verificar los resultados. Sin embargo, el objetivo fundamental de este estudio se logró con la introducción de un nuevo método de detección y control de la espasticidad a partir de señales sEMG que muestra diferencias entre individuos sanos y pacientes espásticos.

Los resultados sugieren que la órtesis robótica desarrollada permitirá predecir y prevenir la aparición del reflejo espástico durante movimientos activos en codo de individuos con parálisis cerebral. El prototipo desarrollado cumple con los objetivos planteados ya que la órtesis robótica permite controlar la velocidad del movimiento de tal manera que se inhibe la espasticidad relacionada, y se evita el aumento patológico del reflejo de estiramiento dependiente de la velocidad. El dispositivo logra realizar la predicción de la ocurrencia de espasticidad a partir del monitoreo en línea de las señales de electromiografía de superficie (sEMG). En el proceso de desarrollo pudieron integrarse adecuadamente características de los pacientes y aspectos de usabilidad.

Adicionalmente dentro de los logros de este trabajo se encuentra: 1) la elaboración y aprobación del protocolo para medición de la coordinación muscular de los pacientes con espasticidad en condiciones de laboratorio ante el Comité de Ética y el Comité de

Investigación del INR-LGII, 2) el desarrollo de una base de datos de patrones de coordinación muscular de pacientes y voluntarios sanos, 3) el desarrollo de estrategias de control basadas en la predicción de espasticidad, 4) la validación de algoritmos de predicción de espasticidad, 5) el diseño mecánico de la órtesis, 6) la integración mecánica y de software de todos los componentes, 7) la evaluación experimental de la órtesis, 8) el desarrollo de 3 mini - simposios para presentar resultados del proyecto, 9) 10 presentaciones en 8 congresos científicos y publicación científica sobre control y desarrollo de la órtesis, 10) el fomento del diálogo entre ingenieros, médicos, terapeutas, y empresas, 11) Apoyo y capacitación de Investigadores Jóvenes (ECIs) de Alemania y México, 12) creación de alianzas más allá de la vida del proyecto que han permitido la propuesta de nuevos trabajos en el área con arbitraje de organismos nacionales e internacionales (CONACyT, SECTEI). Todo esto para identificar y tratar de reducir la brecha entre la investigación, el desarrollo tecnológico y la aplicación clínica en nuestro país.

# 7 REFERENCIAS PROPIAS

---

## 7.1 TRABAJOS EN REVISTAS EXTENSO

1. Orozco-Soto S, Pérez-Sanpablo AI, Romero-Avila E, Disselhorst-Klug C, Ibarra-Zannatha JM, Modelo neurodifuso para el control de un exoesqueleto para rehabilitación de brazo en pacientes con EVC, *Research in Computing Science* 148(7), 2019, pp. 267–275, ISSN 1870-4069

## 7.2 MEMORIAS DE CONGRESOS EN EXTENSO

1. Perez-SanPablo AI, Disselhorst-Klug C, Meneses-Peñaloza A, Romero-Avila E, Ibarra-Zannatha JM, Gutierrez-Martinez J. Muscular Activation during Low Resistance Elbow's Motion of Children with and without Cerebral Palsy. *Memorias 2019 16th International Conference on Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control (CCE)*. 11-13 Sept. 2019. DOI: 10.1109/ICEEE.2019.8884524.
2. Cadena-Vilchis EG, Pérez-Sanpablo AI, Gonzalez-Mendoza A, Gutierrez-Martinez J, Galván-Duque Gastellum C, Ibarra-Zannatha JM, Lopez-Gutierrez R, Electromechanical System for the Functional Evaluation of Muscular Activity during the Active Movement in the Elbow Joint. *2019 Global Medical Engineering Physics Exchanges/Pan American Health Care Exchanges (GMEPE / PAHCE)*. Buenos Aires, Argentina; March 26–31, 2019. 978-1-7281-0037-1/19. ISBN: 978-1-7281-0036-4. Doi: 10.1109/GMEPE-PAHCE.2019.8717336
3. Perez-SanPablo AI, Romero-Avila E, Meneses-Peñaloza A, Disselhorst-Klug C, Becker s, Ibarra-Zannatha JM, Gutierrez-Martinez J. Position-Velocity Categorization of Time-Frequency Coherence for the Analysis of Muscle Coordination Dynamics of Elbow Joint During Low Force Movements in Healthy Children. *Memorias 2018 15th International Conference on Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control (CCE)*. 5-7 Sept. 2018. DOI: 10.1109/ICEEE.2018.8533977
4. Pérez-Sanpablo AI, Ibarra-Zannatha JM, Meneses-Peñaloza A, Quinzaños-Fresnedo J, Quiñones-Uriostegui I. Computational Implementation of a Lower Limb Musculoskeletal Model of 11 joints and 72 muscles for gait analysis of subjects with Spinal Cord Injury. *Memorias IX Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad Iberdiscap 2017*.
5. Pérez-Sanpablo AI, Ibarra-Zannatha JM, Meneses-Peñaloza A, Orozco-Soto SM, Rodriguez-Reyes G. Implementación en Musculoskeletal Modelling Software (MSMS) de un modelo músculoesquelético para análisis de marcha y diseño de intervenciones en el tratamiento de displasia del desarrollo de cadera. *Memorias IX Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad Iberdiscap 2017*.
6. Perez-Sanpablo AI, Romero-Avila E, Disselhorst-Klug C, Gutierrez-Martinez J, Ibarra-Zannatha JM. Compatibility of Optitrack's upper arm motion data for their processing using the Mulie biomechanics analysis tool. *Memorias IX Congreso Iberoamericano de Tecnologías de Apoyo a la Discapacidad Iberdiscap 2017*.

7. Perez-Sanpablo AI, Ibarra-Zannatha JM, Cifuentes-Garcia CA Rodriguez-Cheu LE, Implementation of a Shoulder and Elbow músculoskeletal model in músculoskeletal modelling and simulation software (MSMS), 2016 IEEE Colombian Conference on Robotics and Automation (CCRA), Bogota, 2016, pp. 1-5. ISBN: 978-1-5090-3787-2. doi: 10.1109/CCRA.2016.7811413 URL: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=7811413&isnumber=7811393>

### 7.3 CAPÍTULOS DE LIBRO

1. Pérez-Sanpablo AI, Disselhorst-Klug C, Ibarra-Zannatha JM, Gutierrez-Martinez J, Meneses-Peñaloza A, Romero-Avila E. Design Specifications and Usability Issues Considered in the User Centered Design of a Wearable Exoskeleton for Upper Limb of Children with Spastic Cerebral Palsy. En Biosystems & Robotics. Wearable Robotics: Challenges and Trends. Proceedings of the 4th International Symposium on Wearable Robotics, WeRob2018, October 16-20, 2018, Pisa, Italy. Editors Chiara Carrozza M, Pons JL, Micera S, ISSN 2195-3562, ISSN 2195-3570 (electronic), ISBN 978-3-030-01886-3, ISBN 978-3-030-01887-0 (eBook), <https://doi.org/10.1007/978-3-030-01887-0>, Springer Nature Switzerland AG 2019, pp 192-195
2. Orozco-Soto SM, Pérez-Sanpablo AI, Vera-Bustamante P, Ibarra-Zannatha JM. Development of a Visual-Inertial Motion Tracking System for Muscular-Effort/Angular Joint-Position Relation to Obtain a Quantifiable Variable of Spasticity. En Biosystems & Robotics. Wearable Robotics: Challenges and Trends. Proceedings of the 4th International Symposium on Wearable Robotics, WeRob2018, October 16-20, 2018, Pisa, Italy. Editors Chiara Carrozza M, Pons JL, Micera S, ISSN 2195-3562, ISSN 2195-3570 (electronic), ISBN 978-3-030-01886-3, ISBN 978-3-030-01887-0 (eBook), <https://doi.org/10.1007/978-3-030-01887-0>, Springer Nature Switzerland AG 2019, pp 210-213

### 7.4 TRABAJOS EN REVISTA EN RESUMEN

1. Perez-SanPablo AI, Romero-Avila E, Meneses-Peñaloza A, Arellano-Saldaña ME, Disselhorst-Klug C, Gutierrez-Martinez J, Ibarra-Zannatha JM, Interaction of synergistic and antagonistic muscles of elbow joint during activities of daily living in healthy children. Abstracts of the 2018 Annual Meeting of the German Society of Biomedical Engineering (26–28 September 2018, Aachen/DE). Biomedical Engineering /Biomedizinische Technik Vol 63, S1, S162. ISSN (Online):1862-278X, ISSN (Print) 0013-5585. doi.org:10.1515/bmt-2018-toc63s1. JCR=1.088
2. Romero-Avila E, Perez-SanPablo AI, Disselhorst-Klug C, Meneses-Peñaloza A, Arellano-Saldaña ME, Gutierrez-Martinez J, Ibarra-Zannatha JM, sEMG-based differentiation of muscular activation patterns in children and adults during elbow Movements. Abstracts of the 2018 Annual Meeting of the German Society of Biomedical Engineering (26–28 September 2018, Aachen/DE). Biomedical Engineering /Biomedizinische Technik Vol 63, S1, S241. ISSN (Online):1862-278X, ISSN (Print) 0013-5585. doi.org:10.1515/bmt-2018-toc63s1. JCR=1.088

3. Perez-SanPablo AI, Romero-Avila E, Meneses-Peñaloza A, Arellano-Saldaña ME, Disselhorst-Klug C, Gutierrez-Martinez J, Ibarra-Zannatha JM, Proposal of a functional assessment battery for elbow functionality for the design and evaluation of assistive technology for children with spastic cerebral palsy. Abstracts of the 2018 Annual Meeting of the German Society of Biomedical Engineering (26–28 September 2018, Aachen/DE). Biomedical Engineering /Biomedizinische Technik Vol 63, S1, S298. ISSN (Online):1862-278X, ISSN (Print) 0013-5585. doi.org:10.1515/bmt-2018-toc63s1. JCR=1.088
4. Perez-SanPablo AI, Romero-Avila E, Meneses-Peñaloza A, Arellano-Saldaña ME, Disselhorst-Klug C, Gutierrez-Martinez J, Ibarra-Zannatha JM, Differences between muscle control of computational musculoskeletal models and healthy children during elbow flexion and extension movements. Abstracts of the 2018 Annual Meeting of the German Society of Biomedical Engineering (26–28 September 2018, Aachen/DE). Biomedical Engineering /Biomedizinische Technik Vol 63, S1, S397. ISSN (Online):1862-278X, ISSN (Print) 0013-5585. doi.org:10.1515/bmt-2018-toc63s1. JCR=1.088

#### **7.5 MEMORIAS DE CONGRESOS, EN RESUMEN**

1. Romero-Avila E, Pérez-Sanpablo AI, Disselhorst-Klug C, Meneses-Peñaloza A, Arellano-Saldaña ME, Gutierrez-Martinez J, Ibarra-Zannatha JM, Effect of different external loads during the extension movement of the elbow on muscular activity in children and adults. XXVII Congress of the International Society of Biomechanics (ISB2019) and 43rd Annual Meeting of the American Society of Biomechanics (ASB2019. Calgary, Canada; July 31-August, 2019
2. Romero-Avila E, Pérez-Sanpablo AI, Disselhorst-Klug C, Meneses-Peñaloza A, Arellano-Saldaña ME, Gutierrez-Martinez J, Ibarra-Zannatha JM, Clinical and kinematic evaluation of the Upper Limbs in Children with Cerebral Palsy, Abstracts of the International Neurorehabilitation Symposium (INRS) 2019, Rehabweek (24–28 June 2019, Toronto, Canada)
3. Romero-Avila E, Pérez-Sanpablo AI, Disselhorst-Klug C, Meneses-Peñaloza A, Arellano-Saldaña ME, Gutierrez-Martinez J, Ibarra-Zannatha JM, Influence of increasing joint angle, angular velocity and external load in extensión movement of the elbow in two different group ages. 2019 Global Medical Engineering Physics Exchanges/Pan American Health Care Exchanges (GMEPE / PAHCE). Buenos Aires, Argentina; March 26–31, 2019. 978-1-7281-0037-1/19. ISBN: 978-1-7281-0036-4

## 8 REFERENCIAS

---

- [1] L. Bar-on, M. M. V. A. N. D. E. R. Krogt, A. I. Buizer, K. Desloovere, J. Harlaar, and L. H. Sloot, “Motorized versus manual instrumented spasticity assessment in children with cerebral palsy,” pp. 145–151, 2016.
- [2] P. Rosenbaum *et al.*, “A report: The definition and classification of cerebral palsy April 2006,” *Dev. Med. Child Neurol.*, vol. 49, no. SUPPL.109, pp. 8–14, 2007.
- [3] M. Stavsky, O. Mor, S. A. Mastrolia, S. Greenbaum, N. G. Than, and O. Erez, “Cerebral Palsy—Trends in Epidemiology and Recent Development in Prenatal Mechanisms of Disease, Treatment, and Prevention,” *Front. Pediatr.*, vol. 5, no. February, pp. 1–10, 2017.
- [4] “Programa de Prevención y Rehabilitación de Discapacidades. PreveR – Dis, Programa Nacional de Salud 2001 – 2006.”
- [5] I. Novak, “Evidence-Based Diagnosis, Health Care, and Rehabilitation for Children With Cerebral Palsy,” *J. Child Neurol.*, vol. 29, no. 8, pp. 1141–1156, 2014.
- [6] M. I. Shevell, L. Dagenais, and N. Hall, “The relationship of cerebral palsy subtype and functional motor impairment: A population-based study,” *Dev. Med. Child Neurol.*, vol. 51, no. 11, pp. 872–877, 2009.
- [7] F. Vivancos *et al.*, “Guía del tratamiento integral de la espasticidad,” *Rev. Neurol.*, vol. 45, no. 6, pp. 365–375, 2007.
- [8] J. W. Lance, “What is spasticity?,” *Lancet (London, England)*, vol. 335, no. 8689. England, p. 606, Mar-1990.
- [9] L. Bar-On *et al.*, “Spasticity and its contribution to hypertonia in cerebral palsy,” *Biomed Res. Int.*, vol. 2015, 2015.
- [10] J.-M. Gracies, “Coefficients of impairment in deforming spastic paresis,” *Ann. Phys. Rehabil. Med.*, vol. 58, no. 3, pp. 173–178, 2015.
- [11] J. C. van den Noort *et al.*, “European consensus on the concepts and measurement of the pathophysiological neuromuscular responses to passive muscle stretch.,” *Eur. J. Neurol.*, May 2017.
- [12] A. Mukherjee and A. Chakravarty, “Spasticity mechanisms - for the clinician,” *Front. Neurol.*, vol. MAR, no. December, pp. 1–10, 2010.
- [13] K. Jalaleddini, E. Sobhani Tehrani, and R. Kearney, “A Subspace Approach to the Structural Decomposition and Identification of Ankle Joint Dynamic Stiffness,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 9294, no. c, pp. 1–1, 2016.
- [14] E. Sobhani Tehrani, K. Jalaleddini, and R. E. Kearney, “Ankle Joint Intrinsic Dynamics is more Complex than a Mass-Spring-Damper Model,” *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, vol. 4320, no. c, pp. 1–1, 2017.



- [15] K. Jalaleddini, M. A. Golkar, D. L. Guarin, E. S. Tehrani, and R. E. Kearney, "Parametric Methods for Identification of Time-Invariant and Time-Varying Joint Stiffness Models," *IFAC-PapersOnLine*, vol. 48, no. 28, pp. 1375–1380, 2015.
- [16] A. Mutlu, A. Livanelioglu, and M. K. Gunel, "Reliability of Ashworth and Modified Ashworth Scales in children with spastic cerebral palsy," *BMC Musculoskelet. Disord.*, vol. 9, pp. 1–8, 2008.
- [17] A. Haugh, A. Pandyan, and G. Johnson, "A systematic review of the Tardieu Scale for the measurement of spasticity," *Disabil. Rehabil.*, vol. 28, no. 15, pp. 899–907, 2006.
- [18] G. E. Voerman, M. Gregoric, and H. J. Hermens, "Neurophysiological methods for the assessment of spasticity: the Hoffmann reflex, the tendon reflex, and the stretch reflex.," *Disabil. Rehabil.*, vol. 27, no. 1–2, pp. 33–68, 2005.
- [19] D. E. Wood *et al.*, "Biomechanical approaches applied to the lower and upper limb for the measurement of spasticity: A systematic review of the literature," *Disabil. Rehabil.*, vol. 27, no. 1–2, pp. 19–32, Jan. 2005.
- [20] J. H. Burridge *et al.*, "Theoretical and methodological considerations in the measurement of spasticity.," *Disabil. Rehabil.*, vol. 27, no. 1–2, pp. 69–80, 2005.
- [21] L. Bar-On, E. Aertbeliën, G. Molenaers, B. Dan, and K. Desloovere, "Manually controlled instrumented spasticity assessments: A systematic review of psychometric properties," *Dev. Med. Child Neurol.*, vol. 56, no. 10, pp. 932–950, 2014.
- [22] L. Bar-On, K. Desloovere, G. Molenaers, J. Harlaar, T. Kindt, and E. Aertbeliën, "Identification of the neural component of torque during manually-applied spasticity assessments in children with cerebral palsy," *Gait Posture*, vol. 40, no. 3, pp. 346–351, 2014.
- [23] M. M. van der Krogt, L. Bar-On, T. Kindt, K. Desloovere, and J. Harlaar, "Neuro-musculoskeletal simulation of instrumented contracture and spasticity assessment in children with cerebral palsy," *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 13, no. 1, p. 64, Dec. 2016.
- [24] L. H. Sloot *et al.*, "The validity and reliability of modelled neural and tissue properties of the ankle muscles in children with cerebral palsy," *Gait Posture*, vol. 42, no. 1, pp. 7–15, 2015.
- [25] J. Bazoge and A. Marchand, "Spasticity measuring device," WO2010/121353 A1, Jan-2010.
- [26] M. Levin, A. Feldman, and E. Johnstone, "Method and apparatus for determining spasticity," WO2006102764A1, Mar-2006.
- [27] L. Bar-On, G. Molenaers, E. Aertbeliën, D. Monari, H. Feys, and K. Desloovere, "The relation between spasticity and muscle behavior during the swing phase of gait in children with cerebral palsy," *Res. Dev. Disabil.*, vol. 35, no. 12, pp. 3354–3364, 2014.
- [28] M. Willerslev-Olsen, J. Lorentzen, T. Sinkjær, and J. B. Nielsen, "Passive muscle properties are altered in children with cerebral palsy before the age of 3 years and are

- difficult to distinguish clinically from spasticity,” *Dev. Med. Child Neurol.*, vol. 55, no. 7, pp. 617–623, 2013.
- [29] M. Willerslev-Olsen, J. B. Andersen, T. Sinkjaer, and J. B. Nielsen, “Sensory feedback to ankle plantar flexors is not exaggerated during gait in spastic hemiplegic children with cerebral palsy,” *J. Neurophysiol.*, vol. 111, no. 4, pp. 746–754, 2014.
- [30] K. Jansen, F. De Groote, W. Aerts, J. De Schutter, J. Duysens, and I. Jonkers, “Altering length and velocity feedback during a neuro-musculoskeletal simulation of normal gait contributes to hemiparetic gait characteristics,” vol. 11, no. 1, pp. 1–15, 2014.
- [31] S. Becker, S. C. F. A. von Werder, A. K. Lassek, and C. Disselhorst-Klug, “Time-frequency coherence of categorized sEMG data during dynamic contractions of biceps, triceps, and brachioradialis as an approach for spasticity detection,” *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 57, no. 3, pp. 703–713, 2019.
- [32] A. K. Laßek, S. C. A. F. von Werder, C. J. Werner, and C. Disselhorst-Klug, “Introduction of a procedure to objectively quantify spastic movement impairment during freely performed voluntary movements,” *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 48, no. June, pp. 44–52, 2019.
- [33] E. G. Cadena-Vilchis *et al.*, “Electromechanical System for the Functional Evaluation of Muscular Activity during the Active Movement in the Elbow Joint,” in *2019 Global Medical Engineering Physics Exchanges/ Pan American Health Care Exchanges (GMEPE/PAHCE)*, 2019, vol. 6, pp. 1–5.
- [34] M. Mayston, “Evidence-based physical therapy for the management of children with cerebral palsy,” *Dev. Med. Child Neurol.*, vol. 47, no. 12, pp. 795–795, Feb. 2007.
- [35] H. M. Dumas, M. E. O’neil, and M. A. Fragala, “Expert consensus on physical therapist intervention after botulinum toxin a injection for children with cerebral palsy,” *Pediatr. Phys. Ther.*, vol. 13, no. 3, pp. 122–32, 2001.
- [36] “ATAP: Summary of the AT Act.” [Online]. Available: <https://www.ataporg.org/ATActSummary>. [Accessed: 03-Mar-2018].
- [37] “ISO - ISO 8549-1:1989 - Prosthetics and orthotics — Vocabulary — Part 1: General terms for external limb prostheses and external orthoses.” [Online]. Available: <https://www.iso.org/standard/15800.html>. [Accessed: 20-Oct-2019].
- [38] “Orthoses, Prostheses - REHADAT Assistive Products.” [Online]. Available: <https://www.rehadat-hilfsmittel.de/en/orthesen-prothesen/index.html>. [Accessed: 03-Mar-2018].
- [39] World Health Organization, *WHO standards for prosthetics and orthotics. Part 1. Standards*, 2017th ed. Geneva, Switzerland: WHO Press, 2017.
- [40] J. Borg, A. Lindström, and S. Larsson, “Assistive technology in developing countries: A review from the perspective of the Convention on the Rights of Persons with Disabilities,” *Prosthet. Orthot. Int.*, vol. 35, no. 1, pp. 20–29, 2011.
- [41] “Transforming our world: the 2030 Agenda for Sustainable Development ..

- Sustainable Development Knowledge Platform.” [Online]. Available: <https://sustainabledevelopment.un.org/post2015/transformingourworld>. [Accessed: 20-Oct-2019].
- [42] H. Kuper, “Dialogues on Sustainable Development: A Disability-Inclusive Perspective,” *Dialogues Sustain. Dev. A Disabil. Perspect.*, pp. 32–39, 2015.
- [43] “Convention on the Rights of Persons with Disabilities - Articles | United Nations Enable.” [Online]. Available: <https://www.un.org/development/desa/disabilities/convention-on-the-rights-of-persons-with-disabilities/convention-on-the-rights-of-persons-with-disabilities-2.html>. [Accessed: 20-Oct-2019].
- [44] World Health Organization, *Priority Assistive Products List*. 2016.
- [45] “ISO - ISO 13404:2007 - Prosthetics and orthotics — Categorization and description of external orthoses and orthotic components.” [Online]. Available: <https://www.iso.org/standard/41480.html>. [Accessed: 20-Oct-2019].
- [46] “ISO 8549-3:1989(en), Prosthetics and orthotics — Vocabulary — Part 3: Terms relating to external orthoses.” [Online]. Available: <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:8549:-3:ed-1:v1:en>. [Accessed: 20-Oct-2019].
- [47] S. Federici and M. Scherer, “Section III Assistive Technology Devices,” no. December, 2017.
- [48] R. Assistive and A. R. August, “Global Research , Education and Innovation in Assistive Technology ( GREAT ) Summit Inn-Hyuk Moon Robotic assistive products in market Definitions related to ROBOT in international standards RACA Robot in IEC / CD Definition of ROBOTIC Assistive Product a,” no. August, p. 2017, 2017.
- [49] G. Chen, C. K. Chan, Z. Guo, and H. Yu, “A review of lower extremity assistive robotic exoskeletons in rehabilitation therapy,” in *Crit Rev Biomed Eng*, vol. 41, Department of Biomedical Engineering, National University of Singapore, Singapore., 2013, pp. 343–363.
- [50] V. Lajeunesse, C. Vincent, F. Routhier, E. Careau, and F. Michaud, “Exoskeletons’ design and usefulness evidence according to a systematic review of lower limb exoskeletons used for functional mobility by people with spinal cord injury,” *Disabil. Rehabil. Assist. Technol.*, vol. 11, no. 7, pp. 535–547, 2016.
- [51] S. Dunaway, D. B. Dezsi, J. Perkins, D. Tran, and J. Naft, “Case Report on the Use of a Custom Myoelectric Elbow–Wrist–Hand Orthosis for the Remediation of Upper Extremity Paresis and Loss of Function in Chronic Stroke,” *Mil. Med.*, vol. 182, no. 7, pp. e1963–e1968, 2017.
- [52] World Health Organization, *WHO Standards for Prosthetics and Orthotics Part 2: Implementational Manual*, 2017th ed. Geneva, Switzerland: World Health Organization, 2017.
- [53] A. J. Veale and S. Q. Xie, “Towards compliant and wearable robotic orthoses : A

review of current and emerging actuator technologies,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 38, no. 4, pp. 317–325, 2016.

- [54] International Standards Organization ISO, “ISO 13482:2014 Robots and Robotic Devices - Safety Requirements for Personal Care Robots,” 2014. [Online]. Available: <https://www.iso.org/standard/53820.html>.
- [55] M. R. Tucker *et al.*, “Control strategies for active lower extremity prosthetics and orthotics: A review,” *J. Neuroeng. Rehabil.*, vol. 12, no. 1, 2015.
- [56] S. M. Brændvik and K. Roeleveld, “The role of co-activation in strength and force modulation in the elbow of children with unilateral cerebral palsy,” *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 22, no. 1, pp. 137–144, 2012.
- [57] M. Horvat, K. H. Pitetti, and R. Croce, “Isokinetic torque, average power, and flexion/extension ratios in nondisabled adults and adults with mental retardation,” *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, vol. 25, no. 6, pp. 395–9, 1997.
- [58] Y. N. Wu, Y. Ren, A. Goldsmith, D. Gaebler, S. Q. Liu, and L. Q. Zhang, “Characterization of spasticity in cerebral palsy: Dependence of catch angle on velocity,” *Dev. Med. Child Neurol.*, vol. 52, no. 6, pp. 563–569, 2010.
- [59] R. Ávila Chaurand, L. R. Prado León, and E. González Muñoz, “Dimensiones Antropométricas. Población Latinoamericana México. Cuba. Colombia. Chile. Venezuela.” p. 280, 2001.
- [60] W. T. BOYCE, “Manual of Physical Status and Performance in Childhood, vol 1A and 1B: Physical Status, vol 2: Physical Performance,” *Arch. Pediatr. Adolesc. Med.*, vol. 137, no. 11, p. 1133, Nov. 1983.
- [61] J. F. Cabrera, E. A. Medina, M. de G. C. Ramos, A. H. León, J. A. R. Bernabé, and F. Pérez-Nevado, “Evaluación del estado nutricional de estudiantes adolescentes de Extremadura basado en medidas antropométricas,” *Nutr. Hosp.*, vol. 29, no. 3, pp. 665–673, 2014.
- [62] A. S. Canda, “Puntos de corte de diferentes parámetros antropométricos para el diagnóstico de sarcopenia,” *Nutr. Hosp.*, vol. 32, no. 2, pp. 765–770, 2015.
- [63] L. J. Hébert, D. B. Maltais, C. Lepage, J. Saulnier, and M. Crête, “Hand-Held Dynamometry Isometric Torque Reference Values for Children and Adolescents,” *Pediatr. Phys. Ther.*, vol. 27, no. 4, pp. 414–423, 2015.
- [64] R. Dotan, C. Mitchell, R. Cohen, D. Gabriel, P. Klentrou, and B. Falk, “Child–adult differences in the kinetics of torque development,” *J. Sports Sci.*, vol. 31, no. 9, pp. 945–953, May 2013.
- [65] A. C. M. Doix, A. Gulliksen, S. M. Brændvik, and K. Roeleveld, “Fatigue and muscle activation during submaximal elbow flexion in children with cerebral palsy,” *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 23, no. 3, pp. 721–726, 2013.
- [66] A.-K. G. Elvrum, S. M. Brændvik, R. Sæther, T. Lamvik, B. Vereijken, and K. Roeleveld, “Effectiveness of resistance training in combination with botulinum toxin-

- A on hand and arm use in children with cerebral palsy: a pre-post intervention study,” *BMC Pediatr.*, vol. 12, no. 1, p. 698, 2012.
- [67] S. M. Brændvik, A. K. G. Elvrum, B. Vereijken, and K. Roeleveld, “Relationship between neuromuscular body functions and upper extremity activity in children with cerebral palsy,” *Dev. Med. Child Neurol.*, vol. 52, no. 2, pp. 29–34, 2010.
- [68] M. Gilliaux *et al.*, “Upper Limb Robot-Assisted Therapy in Cerebral Palsy,” *Neurorehabil. Neural Repair*, vol. 29, no. 2, pp. 183–192, Feb. 2015.
- [69] G. S. Fleisig, W. A. Laughlin, K. T. Aune, E. L. Cain, J. R. Dugas, and J. R. Andrews, “Differences among fastball, curveball, and change-up pitching biomechanics across various levels of baseball,” *Sport. Biomech.*, vol. 15, no. 2, pp. 128–138, 2016.
- [70] National Aeronautics and Space Administration, “ANTHROPOMETRY AND BIOMECHANICS.” [Online]. Available: [https://msis.jsc.nasa.gov/sections/section03.htm#\\_3.3\\_ANTHROPOMETRIC\\_AND](https://msis.jsc.nasa.gov/sections/section03.htm#_3.3_ANTHROPOMETRIC_AND). [Accessed: 19-Mar-2018].
- [71] B. J. Shore, B. G. Allar, P. E. Miller, T. H. Matheney, B. D. Snyder, and M. Fragala-Pinkham, “Measuring the Reliability and Construct Validity of the Pediatric Evaluation of Disability Inventory–Computer Adaptive Test (PEDI-CAT) in Children With Cerebral Palsy,” *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 100, no. 1, pp. 45–51, Jan. 2019.
- [72] E. Romero-Avila *et al.*, “Clinical and Kinematic Evaluation of the Upper Limbs in Children with Cerebral Palsy,” in *International Neurorehabilitation Symposium INRS 2019*, 2019.
- [73] A. Perez-SanPablo *et al.*, “Proposal of a functional assessment battery for elbow functionality for the design and evaluation of assistive technology for children with spastic cerebral pal-,” *Biomed. Eng. /Biomedizinische Tech.*, vol. 63, no. s1, p. s298, 2018.
- [74] World Health Organization, *International Classification of Functioning, Disability and Health: Children & Youth Version: ICF-CY*. Geneva, Switzerland: WHO Press, 2007.
- [75] N. Jiang, J. E. Mück, and A. K. Yetisen, “The Regulation of Wearable Medical Devices,” *Trends Biotechnol.*, vol. xx, no. xx, pp. 1–5, 2019.
- [76] US National Library of Medicine National Institutes of Health, “PubMed,” 2020. [Online]. Available: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed>. [Accessed: 20-Jan-2020].
- [77] Institute of Electrical and Electronics Engineers and Institution of Engineering and Technology, “IEEE Xplore Digital Library,” 2020. [Online]. Available: <https://ieeexplore.ieee.org>. [Accessed: 20-Jan-2020].
- [78] Google, “Google Patents,” 2006. [Online]. Available: [patents.google.com](https://patents.google.com). [Accessed: 20-Jan-2020].
- [79] Ekso Bionics, “EksoVest Operator Manual,” Richmond, CA, 2018.

- [80] Yahoo Finance, “Ekso Bionics Holdings, Inc.,” 2020. [Online]. Available: <https://finance.yahoo.com/quote/EKSO/profile?p=EKSO>. [Accessed: 20-Jan-2020].
- [81] S. L. Delp *et al.*, “OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 54, no. 11, pp. 1940–1950, Nov. 2007.
- [82] A. Seth *et al.*, “OpenSim: Simulating musculoskeletal dynamics and neuromuscular control to study human and animal movement,” *PLOS Comput. Biol.*, vol. 14, no. 7, p. e1006223, Jul. 2018.
- [83] R. Davoodi, *MSMS User ’ s Manual*, Version 2. University of Southern California, Biomedical Engineering Department.
- [84] K. R. Saul *et al.*, “Benchmarking of dynamic simulation predictions in two software platforms using an upper limb musculoskeletal model.,” *Comput. Methods Biomech. Biomed. Engin.*, vol. 5842, no. May 2016, pp. 1–14, 2014.
- [85] A.-I. Pérez-Sanpablo, J. M. Ibarra-Zannatha, Meneses-, A. Peñaloza, S.-M. Orozco-Soto, and G. Rodríguez-Reyes, “Implementación en Musculoskeletal Modelling Software (MSMS) de un modelo musculo-esquelético para análisis de marcha y diseño de intervenciones en el tratamiento de displasia del desarrollo de cadera,” in *IX Congreso Iberoamericano de Tecnología de Apoyo a la Discapacidad Iberdiscap 2017*, 2017, pp. 76–81.
- [86] A.-I. Perez-Sanpablo, J.-M. Ibarra-Zannatha, A. Meneses-Peñaloza, J. Quinzaños-Fresnedo, and I. Quiñones-Uriostegui, “Computational Implementation of a Lower Limb Musculoskeletal Model of 11 joints and 72 muscles for gait analysis of subjects with Spinal Cord Injury,” in *IX Congreso Iberoamericano de Tecnología de Apoyo a la Discapacidad Iberdiscap 2017*, 2017, pp. 675–680.
- [87] A. I. Pérez-sanpablo, J. M. Ibarra-zannatha, C. A. Cifuentes-garcía, and L. E. Rodríguez-, “Implementation of a Shoulder and Elbow Musculoskeletal Model in Musculoskeletal Modelling and Simulation Software ( MSMS ),” *IEEE Colomb. Conf. Robot. Autom. 2016*, pp. 2–6, 2016.
- [88] E. J. Cheng, I. E. Brown, and G. E. Loeb, “Virtual muscle: A computational approach to understanding the effects of muscle properties on motor control,” *J. Neurosci. Methods*, vol. 101, no. 2, pp. 117–130, 2000.
- [89] C. Von Werder, S. C. F. A.; Kleiber, T.; Disselhorst-Klug, “A method for a categorized and probabilistic analysis of the surface electromyogram in dynamic contractions,” *Front. Physiol.*, vol. 6, no. UNSP 30, 2015.
- [90] S. C. F. A. von Werder and C. Disselhorst-Klug, “The role of biceps brachii and brachioradialis for the control of elbow flexion and extension movements,” *J. Electromyogr. Kinesiol.*, vol. 28, pp. 67–75, Jun. 2016.
- [91] Instituto Nacional de Rehabilitación Luis Guillermo Ibarra Ibarra, “Análisis de Movimiento,” *13 Septiembre, 2017 11:52*, 2017. [Online]. Available: <https://www.inr.gob.mx/i17.html>. [Accessed: 21-Jan-2020].

- [92] R. Schmidt, C. Disselhorst-Klug, J. Silny, and G. Rau, "A marker-based measurement procedure for unconstrained wrist and elbow motions," *J. Biomech.*, vol. 32, no. 6, pp. 615–621, 1999.
- [93] S. Williams, R. Schmidt, C. Disselhorst-Klug, and G. Rau, "An upper body model for the kinematical analysis of the joint chain of the human arm," *J. Biomech.*, vol. 39, no. 13, pp. 2419–2429, 2006.
- [94] RWTH AACHEN UNIVERSITY Institute of Applied Medical Engineering, "RPE – Rehabilitation and Prevention Engineering," 01/03/2019, 2019. [Online]. Available: <https://www.ame.rwth-aachen.de/cms/AME/Das-Institut/Die-AME-Abteilungen/~odgi/RPE-Rehabilitation-and-Prevention-Engi/lidx/1/>. [Accessed: 21-Jan-2020].
- [95] SENIAM, "SENIAM Project," 2016. [Online]. Available: <http://www.seniam.org/>.
- [96] J. P. Royston, "An Extension of Shapiro and Wilk's W Test for Normality to Large Samples," *Appl. Stat.*, vol. 31, no. 2, p. 115, 1982.
- [97] A. Perez-SanPablo *et al.*, "Differences between muscle control of computational musculoskeletal models and healthy children during elbow flexion and extension movements," *Biomed. Eng.-Biomed. Tech.*, vol. 63, no. s1, p. s397, 2018.
- [98] S. Demircan, E., Wheeler, J., Anderson, F. C., Besier, T. and Delp, "EMG-Informed Computed Muscle Control for Dynamic Simulations of Movement," *ISB XXII Congr.*, vol. 2009, pp. 6534–7, 2009.
- [99] E. Romero Avila *et al.*, "sEMG-based differentiation of muscular activation patterns in children and adults during elbow movements," *Biomed. Eng.-Biomed. Tech.*, vol. 63, no. S1, p. S241, 2018.
- [100] R.-A. E *et al.*, "Effect of different external loads during the extension movement of the elbow on muscular activity in children and adults," in *XXVII Congress of the International Society of Biomechanics (ISB2019) and 43rd Annual Meeting of the American Society of Biomechanics (ASB2019)*, 2019.
- [101] E. R. Avila *et al.*, "Influence of Increasing Joint Angle, Angular Velocity and External Load in the Extension Movement of the Elbow in Two Different Group Ages," in *2019 Global Medical Engineering Physics Exchanges/ Pan American Health Care Exchanges (GMEPE/PAHCE)*, 2019, pp. 1–1.
- [102] A. I. Perez Sanpablo *et al.*, "Position-Velocity Categorization of Time-Frequency Coherence for the Analysis of Muscle Coordination Dynamics of Elbow Joint during Low Force Movements in Healthy Children," in *2018 15th International Conference on Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control, CCE 2018*, 2018, pp. 1–6.
- [103] A. Pérez-Sanpablo *et al.*, "Interaction of synergistic and antagonistic muscles of elbow joint during activities of daily living in healthy children," *Biomed. Eng. / Biomed. Tech.*, vol. 63, no. s1, p. s162, 2018.
- [104] A. Pérez-Sanpablo, C. Disselhorst-Klug, J. Ibarra-Zannatha, J. Gutierrez-Martinez,

- and E. Meneses-Peñaloza, A Romero-Avila, “Design Specifications and Usability Issues Considered in the User Centered Design of a Wearable Exoskeleton for Upper Limb of Children with Spastic Cerebral Palsy,” in *Biosystems & Robotics. Wearable Robotics: Challenges and Trends*, 2019th ed., M. C. Carrozza, J. L. Pons, and S. Micera, Eds. Pisa, Italia: Springer, 2018, pp. 192–195.
- [105] A. C. Eliasson *et al.*, “The Manual Ability Classification System (MACS) for children with cerebral palsy: Scale development and evidence of validity and reliability,” *Dev. Med. Child Neurol.*, vol. 48, no. 7, pp. 549–554, 2006.
- [106] D. Oeffinger *et al.*, “Outcome assessments in children with cerebral palsy, Part I: descriptive characteristics of GMFCS Levels I to III,” *Dev. Med. Child Neurol.*, vol. 49, no. 3, pp. 172–180, Mar. 2007.
- [107] A. I. P. Sanpablo *et al.*, “Muscular activation during low resistance elbow’s motion of children with and without cerebral palsy,” in *2019 16th International Conference on Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control, CCE 2019*, 2019.
- [108] D. E. Anderson, M. L. Madigan, and M. A. Nussbaum, “Maximum voluntary joint torque as a function of joint angle and angular velocity: Model development and application to the lower limb,” *J. Biomech.*, vol. 40, no. 14, pp. 3105–3113, 2007.
- [109] A. L. Hof, “The relationship between electromyogram and muscle force,” *Sport. Sport.*, vol. 11, no. 03, pp. 79–86, Sep. 1997.
- [110] A. V. Hill, “The heat of shortening and the dynamic constants of muscle,” *Proc. R. Soc. London. Ser. B - Biol. Sci.*, vol. 126, no. 843, pp. 136–195, Oct. 1938.
- [111] C. G. Sutarno and S. M. McGill, “Isovelocity investigation of the lengthening behaviour of the erector spinae muscles,” *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.*, vol. 70, no. 2, pp. 146–153, 1995.
- [112] J. Alcazar, R. Csapo, I. Ara, and L. M. Alegre, “On the shape of the force-velocity relationship in skeletal muscles: The linear, the hyperbolic, and the double-hyperbolic,” *Front. Physiol.*, vol. 10, no. JUN, pp. 1–21, 2019.
- [113] K. A. Edman, “Double-hyperbolic force-velocity relation in frog muscle fibres.,” *J. Physiol.*, vol. 404, no. 1, pp. 301–321, 1988.
- [114] J. W. Chow, W. G. Darling, J. G. Hay, and J. G. Andrews, “Determining the Force-Length-Velocity Relations of the Quadriceps Muscles: III. A Pilot Study,” *J. Appl. Biomech.*, vol. 15, no. 2, pp. 200–209, May 1999.
- [115] D. Farina, R. Merletti, and R. M. Enoka, “The extraction of neural strategies from the surface EMG,” *J. Appl. Physiol.*, vol. 96, no. 4, pp. 1486–1495, 2004.
- [116] V. Crocher, P. Hur, and N. J. Seo, “Low-cost virtual rehabilitation games: House of quality to meet patient expectations,” in *2013 International Conference on Virtual Rehabilitation, ICVR 2013*, 2013, pp. 94–100.
- [117] G. E. Jacques, S. Ryan, S. Naumann, M. Milner, and W. L. Cleghorn, “Application of Quality Function Deployment in Rehabilitation Engineering,” *IEEE Trans. Rehabil.*



*Eng.*, vol. 2, no. 3, pp. 158–164, 1994.

- [118] Robotis Inc, “EX-106+ emanual,” *manual*. [Online]. Available: <http://emanual.robotis.com/docs/en/dxl/ex/ex-106+/>. [Accessed: 17-Mar-2020].
- [119] HT sensors technology Co LTD, “Parallel Beam Load Cell,” Xi’an, China, 2000.
- [120] Shimmer Sensing Realtime Technologies Ltd, “Shimmer3 Bridge Amplifier + Expansion Board User Guide,” Dublin, Irlanda, 2013.
- [121] Shimmer Sensing Realtime Technologies Ltd, “EMG User Guide,” Dublin, Irlanda, 2013.
- [122] Robotis Inc, “U2D2 emanual,” *Manual*. [Online]. Available: <http://emanual.robotis.com/docs/en/parts/interface/u2d2/>. [Accessed: 17-Mar-2020].
- [123] V. Dietz, T. Nef, and W. Z. Ryme, *Neurorehabilitation Technology*. London: Springer-Verlag, 2012.
- [124] Z. Yang, W. Gu, J. Zhang, and L. Gui, *Force Control Theory and Method of Human Load Carrying Exoskeleton Suit*. Springer Berlin Heidelberg, 2017.
- [125] R. Kelly, V. Santibáñez Davila, and J. A. Loría Perez, “Robot Dynamics,” in *Control of Robot Manipulators in Joint Space*, no. 9781852339944, London: Springer-Verlag, 2005, pp. 59–93.
- [126] A. Q. L. Keemink, H. van der Kooij, and A. H. A. Stienen, “Admittance control for physical human–robot interaction,” *Int. J. Rob. Res.*, vol. 37, no. 11, pp. 1421–1444, 2018.
- [127] M. Brunot, A. Janot, F. Carrillo, and M. Gautier, “State Space Estimation Method for Robot Identification,” *IFAC-PapersOnLine*, vol. 49, no. 21, pp. 228–233, 2016.
- [128] J. G. Bullock, D. P. Green, and S. E. Ha, “Yes, But What’s the Mechanism? (Don’t Expect an Easy Answer),” *J. Pers. Soc. Psychol.*, vol. 98, no. 4, pp. 550–558, 2010.
- [129] F. E. Zajac, “Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control,” *Crit. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 17, no. 4, pp. 359–411, 1989.
- [130] A. V. Hill, “The Heat of Shortening and the Dynamic Constants of Muscle,” *Proc. R. Soc. B Biol. Sci.*, vol. 126, no. 843, pp. 136–195, Oct. 1938.
- [131] M. Millard, T. Uchida, A. Seth, and S. L. Delp, “Flexing Computational Muscle: Modeling and Simulation of Musculotendon Dynamics,” *J. Biomech. Eng.*, vol. 135, no. 2, p. 021005, 2013.
- [132] D. G. Thelen and F. C. Anderson, “Using computed muscle control to generate forward dynamic simulations of human walking from experimental data,” *J. Biomech.*, vol. 39, no. 6, pp. 1107–1115, 2006.
- [133] Dassault Systèmes SolidWorks Corporation, “An Introduction to Stress Analysis Applications with SolidWorks Simulation , Student Guide,” Concord, Massachusetts,

USA, 2010.

[134] Ultimaker, “Technical data sheet PLA,” Utrecht, Netherlands, 2018.

# Anexos

## A1 Modelado Neuromusculoesquelético computacional

El modelado neuromusculoesquelético computacional permite evaluar el efecto de las señales neurológicas de control, el movimiento y de fuerzas externas sobre la dinámica del cuerpo humano. Las señales neurológicas de control se traducen en señales de control que actúan sobre la dinámica músculo-tendón y producen las fuerzas musculares que actúan sobre la geometría musculo-esquelética para producir los pares articulares responsables de parte de la dinámica del cuerpo. La dinámica corporal se traduce en aceleración y velocidades angulares del movimiento. El movimiento permite interactuar con el ambiente que produce fuerzas externas que actúan sobre la dinámica del cuerpo. Finalmente, el movimiento se retroalimenta al controlador que genera las señales neurológicas para ajustar dicho movimiento, ver Figura A1-1.

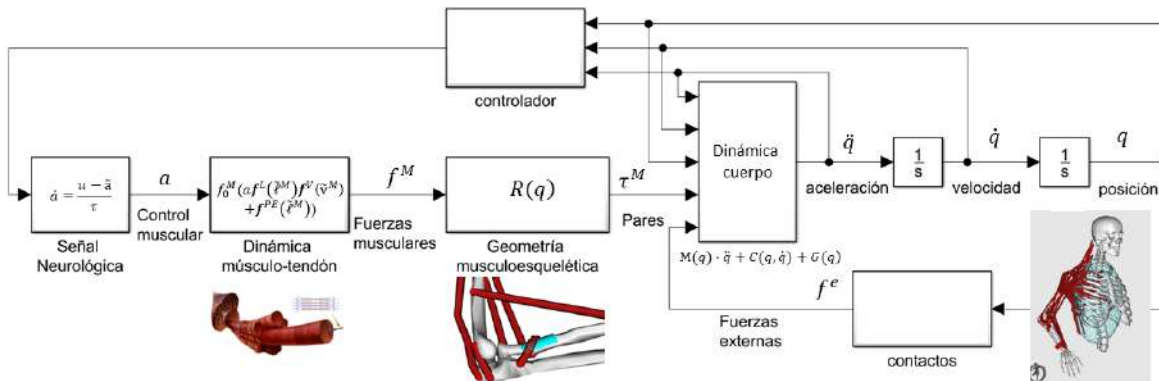


Figura A1-1 Modelado Neuromusculoesquelético computacional.

La estructura de cualquier modelo neuromusculoesquelético computacional consta de tres niveles: nivel de fibra muscular, nivel de músculo completo y nivel articular, ver Figura A1-2 y A1-3.



Figura A1-2 Estructura de modelos neuromusculares computacionales.

A nivel de fibra muscular se utilizan modelos del comportamiento de los sarcómeros del músculo[129]. A nivel de músculo completo se emplean modelos tipo Hill del músculo [130] que consideran el número de unidades motoras y el área fisiológica transversal del músculo. Aquí se modelan los elementos contráctiles cuya producción de fuerza total ( $F_{total}$ ) depende de elementos contráctiles activos y de elementos elásticos en paralelo[88].

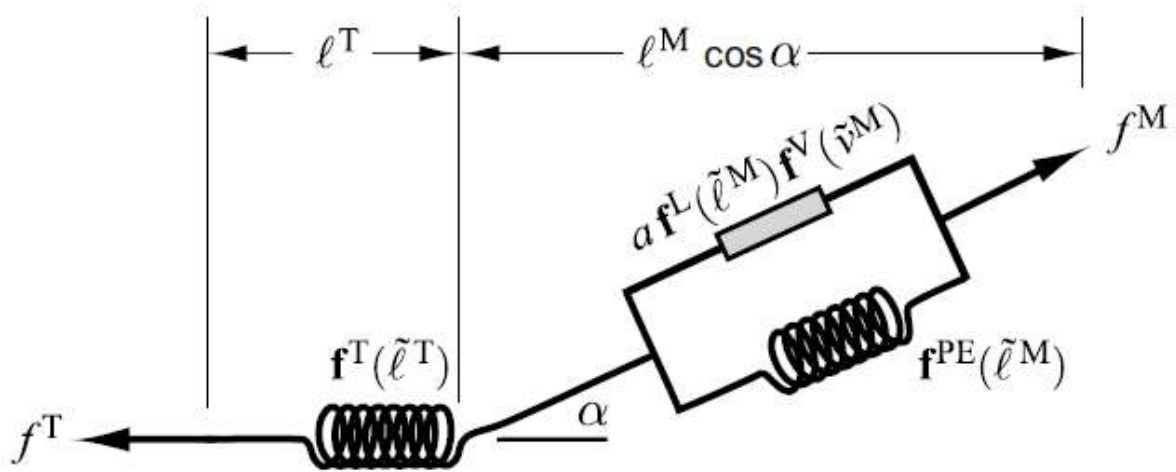


Figura A1-3 Modelado neuromusculosquelético computacional a nivel de unidad músculo-tendinosa de[131].

Los actuadores músculo-tendinosos constan de un elemento contráctil activo, un elemento elástico pasivo y un tendón elástico como se detalla en la literatura [131]y se resume a continuación.

La fuerza muscular activa  $f^L$  se representa mediante la curva fuerza activa-longitud  $f^L(\tilde{\ell}^M)$  utilizando una función gaussiana:

$$\mathbf{f}^L(\tilde{\ell}^M) = e^{-(\tilde{\ell}^M-1)^2/\gamma} \quad (\text{A1.1})$$

donde  $\tilde{\ell}^M$  es la longitud muscular normalizada por la longitud muscular óptima  $\tilde{\ell}_0^M$  y  $\gamma$  es un factor de forma. La fuerza muscular en contracciones no isométricas  $\mathbf{f}^V$  varía de forma no lineal respecto a la velocidad muscular  $v^M$  representada mediante la curva fuerza-velocidad  $\mathbf{f}^V(\tilde{v}^M)$  expresada en función de la velocidad muscular normalizada  $\tilde{v}^M$  por la velocidad muscular máxima  $\tilde{v}_{max}^M$ . La fuerza del elemento elástico pasivo  $\mathbf{f}^{PE}$  se representa mediante la curva fuerza pasiva-longitud  $\mathbf{f}^{PE}(\tilde{\ell}^M)$  utilizando una función exponencial:

$$\mathbf{f}^{PE}(\tilde{\ell}^M) = \frac{e^{K^{PE}(\tilde{\ell}^M-1)/\varepsilon_0^M} - 1}{e^{K^{PE}} - 1} \quad (\text{A1.2})$$

donde  $K^{PE}$  es un factor de forma y  $\varepsilon_0^M$  es el esfuerzo muscular pasivo. La fuerza generada por la fibra muscular  $f^M$  es función de activación muscular  $a$ , longitud de la fibra muscular  $\ell^M$  y la velocidad de contracción de la fibra muscular  $v^M$ :

$$f^M = f_0^M \left( a \mathbf{f}^L(\tilde{\ell}^M) \mathbf{f}^V(\tilde{v}^M) + \mathbf{f}^{PE}(\tilde{\ell}^M) \right) \quad (\text{A1.3})$$

donde  $f_0^M$  es la fuerza muscular máxima. La activación muscular  $a$  tiene una dinámica que depende de una señal de excitación neurológica  $u$ , una activación muscular normalizada  $\tilde{a}$  con rango de  $a_{min}$  hasta 1 y una constante de activación o desactivación  $\tau$ , de la forma:

$$\dot{a} = \frac{u - \tilde{a}}{\tau} \quad (\text{A1.4})$$

La fuerza producida por el tendón elástico varia en forma no lineal respecto a la longitud tendinosa  $\ell^T$  representada mediante la curva fuerza-longitud  $\mathbf{f}^T$  expresada en función de la longitud tendinosa normalizada  $\tilde{\ell}^T$  por la longitud tendinosa de aflojamiento  $\ell_s^T$ . Las fibras musculares se unen a los músculos con un ángulo de penación  $\alpha$ . Si se supone que los músculos y tendones no tienen masa, en el equilibrio se cumple:

$$f^M \cos \alpha - f_0^M \mathbf{f}^T(\tilde{\ell}^T) = 0 \quad (\text{A1.5})$$

para simular la dinámica músculo-tendinosa se integra la velocidad muscular obtenida invirtiendo la curva fuerza-velocidad  $f_{inv}^V$  de la forma:

$$\tilde{v}^M = f_{inv}^V \left( \frac{\mathbf{f}^T(\tilde{\ell}^T) / \cos \alpha - \mathbf{f}^{PE}(\tilde{\ell}^M)}{a \mathbf{f}^L(\tilde{\ell}^M)} \right) \quad (\text{A1.6})$$

A nivel articular se utilizan modelos de diferentes músculos completos actuando sobre la geometría musculoesquelética. Para un modelo de miembro superior [84], la correspondencia entre las coordenadas generalizadas  $q$  y los grados de libertad:

$$q = \{q^{x^T}, q^{p^T}, q^{l^T}\} \quad (\text{A1.7})$$

donde  $q^x$  es la posición traslacional segmento de referencia del modelo, p.ej. el tórax,  $q^p$  son los ángulos de rotación en el marco de referencia del cuerpo que describen la orientación del tórax y  $q^l$  son vectores de tamaño  $[m \times 1]$  de los ángulos articulares del miembro superior,

donde  $m$  son los grados de libertad o ángulos articulares del modelo. Los ángulos articulares incluyen rotaciones para describir la orientación del húmero respecto al tórax, un ángulo de flexión del codo y, ángulos de rotación de la mano y antebrazo. Las ecuaciones de movimiento del sistema

$$M(q) \cdot \ddot{q} + C(q, \dot{q}) + G(q) = \begin{bmatrix} 0_{m \times n} \\ R^M(q) \end{bmatrix} \cdot f^M \quad (\text{a1.8})$$

Donde  $\dot{q}$  son las velocidades generalizadas,  $M$  es la matriz de masa del sistema,  $G$  es el vector de fuerzas generalizadas debidas a la gravedad,  $C$  es un vector de fuerzas generalizadas proveniente de las fuerzas de Coriolis y centrífugas,  $0_{m \times n}$  es una matriz de ceros para representar que las fuerzas musculares no actúan directamente en la posición y orientación del tórax, es una matriz de brazos de palanca musculares momentos articulares musculares.

La herramienta cálculo de control muscular (CMC) de OpenSim calcula las excitaciones o controles musculares requeridos para que el modelo musculoesquelético dinámico realice una trayectoria determinada. Esto lo realiza mediante un control proporcional derivativo (PD) y optimización estática[132]. Se calculan las aceleraciones articulares  $\ddot{q}^{l*}$  que deben obtenerse en un intervalo de tiempo corto ( $T=0.01$  s), utilizando el error de seguimiento ( $e^q, \dot{e}^q$ ) entre los estados simulados ( $e^q, \dot{e}^q$ ) y los experimentales, en cada tiempo de simulación  $t$ .

$$\ddot{q}^{l*}(t + T) = \ddot{q}^{l \text{exp}}(t + T) + k_v[\dot{q}^{l \text{exp}}(t) - \dot{q}^l(t)] + k_p[q^{l \text{exp}}(t) - q^l(t)] \quad (\text{A1.9})$$

donde  $k_v$  y  $k_p$  son las ganancias del error de velocidad y posición respectivamente. Valores típicos son  $k_v = 20$  y  $k_p = 100$ . A continuación, se calculan los controles de los actuadores ( $u$ ) para alcanzar las aceleraciones deseadas  $\ddot{q}^{l*}(t + T)$ , distribuyendo cargas entre músculos sinergistas con la minimización de la función de costo ( $J$ ), con un conjunto de restricciones  $k_j=0$  para obtener las aceleraciones deseadas dentro de una tolerancia dada

$$J = \sum_{i=1}^{m_u} u_i^2$$

$$k_j = \ddot{q}_j^* - \ddot{q}_j \quad \forall j \quad (\text{A1.10})$$

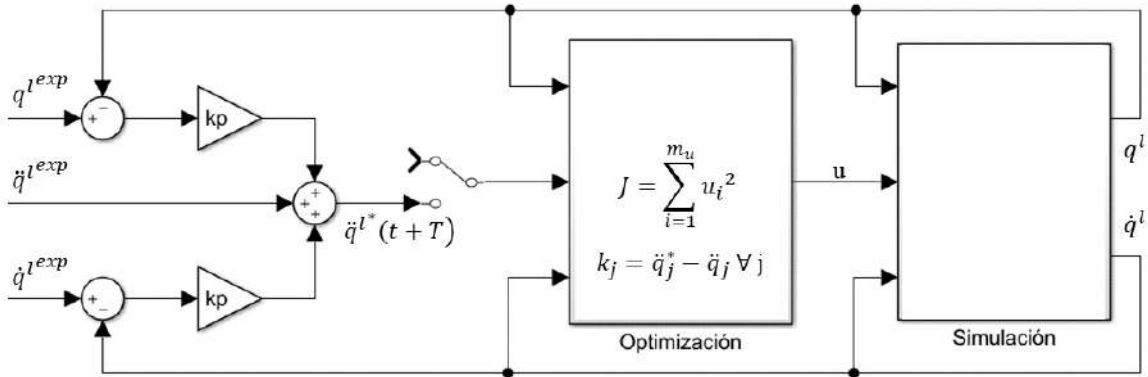


Figura A1-4 Esquema de Algoritmo para cálculo de control muscular CMC de OpenSim, modificado de [132].

El modelado neuromusculoesquelético computacional puede ayudar en el diseño de órtesis robóticas y ayudas técnicas ya que pueden proporcionar información sobre el control motor y el rendimiento del movimiento del individuo. Esta información puede aprovecharse para el desarrollo del controlador de los dispositivos robóticos y para tener una evaluación del funcionamiento y riesgos del dispositivo antes de iniciar su fabricación, ver Figura A1-5.

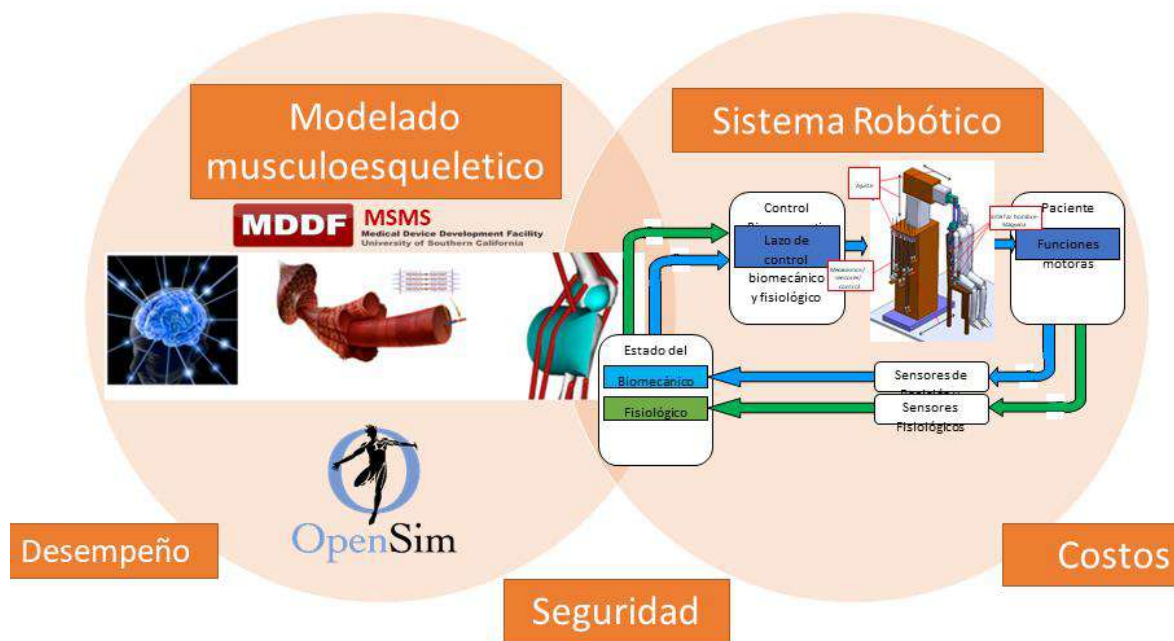


Figura A1-5 Interacción de modelado musculo-esquelético y diseño de dispositivos robóticos.

Hoy en día hay disponibles varias plataformas de software para realizar modelado neuromusculoesquelético computacional como OpenSim (National Center for Simulation in Rehabilitation Research, USA) y MSMS (University of Southern California, USA). Aunque los conceptos fundamentales de estas plataformas de software son similares, existen diferencias de implementación que pueden arrojar resultados diferentes y que deben ser

evaluadas. El software MSMS permite la creación automática de modelos de Simulink, ver Figura A1-6.

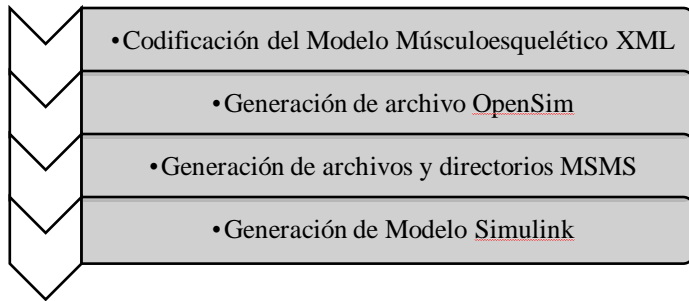


Figura A1-6 Proceso de generación de Modelos Musculoesqueléticos computacionales en Simulink.

Así se propone la evaluación de estas diferencias mediante la implementación y comparación de los resultados de la simulación de modelos de referencia en diferentes plataformas [84].



## **A2 Electromiografía de superficie (sEMG)**

Debido a la interconexión existente entre el sistema muscular y el sistema nervioso para lograr el movimiento, puede entenderse que el análisis de las señales de electromiografía de superficie proporciona un medio para estudiar tanto al sistema de actuadores como al sistema de control del cuerpo humano.

El registro de actividad electromiográfica realizado sobre la superficie corporal es conocido como ***ELECTROMIOGRAFÍA DE SUPERFICIE (SEMG)***. Esta técnica registra la actividad de las unidades motoras que se encuentren próximas a los electrodos, principalmente de los más cercanos. De esta forma se obtiene información general de la actividad electromiográfica sobre un volumen de detección que está definido en función de las características de los electrodos empleados como materiales, geometría, distancia entre electrodos.

La realización de un esfuerzo muscular requiere de la activación de múltiples unidades motoras, lo cual resulta en una superposición de señales que dan origen de una señal compleja de analizar.

Típicamente la amplitud de esta señal es del orden de micro-volts llegando a ser de milivolts en atletas, con un ancho de banda entre 50 y 500 Hz. La actividad estática es difícil de analizar, ya que generalmente hay ruido en la línea de base. Sin embargo, la activación repetitiva es fácil de observar.

La mayoría de los sistemas de registro utilizan configuraciones de dos electrodos para realizar un registro diferencial de la actividad eléctrica muscular. Aunque actualmente existen técnicas basadas en arreglos unidimensionales o mallas bidimensionales de electrodos que hacen posible implementar filtros espaciales que permitan deducir la actividad de unidades motoras individuales. Por otro lado, el tejido graso y conectivo entre el músculo esquelético y los electrodos tienen un efecto de emborronamiento, pérdida de información y contaminación de la señal registrada lo cual dificulta su análisis y ha impulsado el desarrollo de variadas técnicas de detección, acondicionamiento y análisis de información.

Existen múltiples factores que afectan a la señal de electromiografía de superficie entre los factores intrínsecos o propios de la persona pueden mencionarse: número y diámetro de las fibras musculares registradas, tipo, localización y velocidad de conducción de las fibras musculares involucradas, número de unidades motoras activas, tasa de disparo de las unidades motoras, flujo sanguíneo y temperatura en la zona de medición, distancia del electrodo a la fibra muscular bajo registro, cantidad y tipo de tejido alrededor del músculo, estado de hidratación del músculo. En los factores externos podemos mencionar: características de la interfaz electrodo-piel, características y forma de los electrodos, espacio entre electrodos, distancia del electrodo al punto motor, características de los amplificadores y acondicionamiento de la señal, ruido ambiental y ruido proveniente de señales de otros

músculos diferentes a los que se quiere registrar y que se conoce como ruido cruzado o **CROSS-TALK**.

Debido a la importancia y a la cantidad de factores que afectan a la electromiografía de superficie, se identificó la necesidad de llegar a un consenso en el área. Como resultado en 1996, un grupo de investigadores estableció, con financiamiento de la comunidad europea, el consorcio **SURFACE EMG FOR NONINVASIVE ASSESMENT OF MUSCLES SENIAM** ([www.seniam.org](http://www.seniam.org)). De esta cooperación se generaron recomendaciones y guías para la adquisición, procesamiento y modelado de las señales de electromiografía de superficie.

La frecuencia de muestreo recomendada para estudios de electromiografía es entre 1200 y 1500 Hz. Una frecuencia demasiado baja puede producir efectos a **ALIASING** y una frecuencia demasiado alta puede registrar armónicos que interfieran con la señal original. Se recomienda el uso de filtros digitales a los analógicos. Los filtros son de tipo pasa bandas con frecuencias de corte entre 10 y 500 Hz y filtros rechaza bandas a frecuencias de 60 Hz. Los electrodos tradicionales son electrodos redondos de Ag/AgCl.

Se prefiere el uso de amplificadores colocados muy cerca del electrodo para tratar de disminuir la influencia del ruido extrínseco a la medición. Los electrodos con amplificadores incluidos se conocen como electrodos activos. Aunque en algunos casos pueden ser no recomendables debido a su volumen y peso. Los sistemas tradicionales para registro de sEMG son alámbricos, pero los hay también inalámbricos. La configuración de registro más utilizada es la bipolar con el objetivo de cancelar el ruido el cual es común para ambos electrodos.

Las recomendaciones del SENIAM pueden consultarse para más detalles sobre frecuencia de muestreo, filtrado, selección y colocación de electrodos, preparación del paciente y realización de maniobras preliminares para probar la veracidad del registro.

El procesamiento de la señal involucra pasos como 1) remoción de la línea base o componente de DC mediante filtros pasa-altas o un promediador cuando la señal tiene una distribución normal, 2) rectificación, 3) cálculo de la envolvente de la señal mediante filtros pasa bajas ya sea en el dominio espacial o frecuencial.

Posteriormente se da paso a otros métodos de procesamiento como integración, normalización de amplitud respecto a MVIC o RVIC, normalización en tiempo, y/o el cálculo de parámetros de amplitud como máximo, mínimo, promedio, desviación estándar, valor cuadrático medio. Utilizando el valor promedio y desviación estándar de la señal de sEMG normalizada en tiempo y amplitud se construyen las bandas de confianza del movimiento para diferentes pruebas del mismo sujeto o sujetos diferentes.

Otros parámetros que se calculan son momento y duración de activación, tiempo al típico de activación. Las características en frecuencia calculadas incluyen el cálculo del espectro de frecuencia y sus correspondientes valores en frecuencia de promedio, mediana, pico de frecuencia u otras características de la señal como número de cruces por cero.

La electromiografía sEMG ha sido utilizada anteriormente para el control de ayudas técnicas para rehabilitación. El mayor ejemplo son las prótesis en las cuales la función de la extremidad artificialmente substituida es controlada mediante sEMG. El control de órtesis mediante sEMG se relaciona principalmente con electroestimulación, en la cual la sEMG activa la estimulación eléctrica de los músculos paralizados, mientras que una órtesis estabiliza el movimiento. Sin embargo, la espasticidad es una contraindicación clara para la aplicación de tales dispositivos ortésicos, por lo que los pacientes que sufren de espasticidad no se benefician de este tipo de dispositivos.

### A3 Diseño de Eslabones de órtesis robótica

Los planos de diseño de eslabones de órtesis robótica para un voluntario sano, el cual queda comprendido dentro de los requisitos de diseño antropométricos del 95% de la población entre 8 y 19 años.

Tabla A3-I. Resumen de características antropométricas relevantes de usuario voluntario adulto sano para evaluación de órtesis.

características	Valor
Longitud de brazo [cm]	31
Longitud de antebrazo [cm]	25
Diámetro brazo [cm]	9.2
Diámetro antebrazo [cm]	8.0
Ubicación centro de masa brazo (1)	12.5 cm
Ubicación centro de masa antebrazo (1)	9 cm

A continuación, se muestran los planos del refuerzo de la articulación con tope mecánico (Figura A3-1), cubierta de celda de carga (Figura A3-2), componente de antebrazo de órtesis con sujeción para celda de carga (Figura A3-3), cubierta de actuador (Figura A3-4) y componente de brazo de órtesis (Figura A3-5).

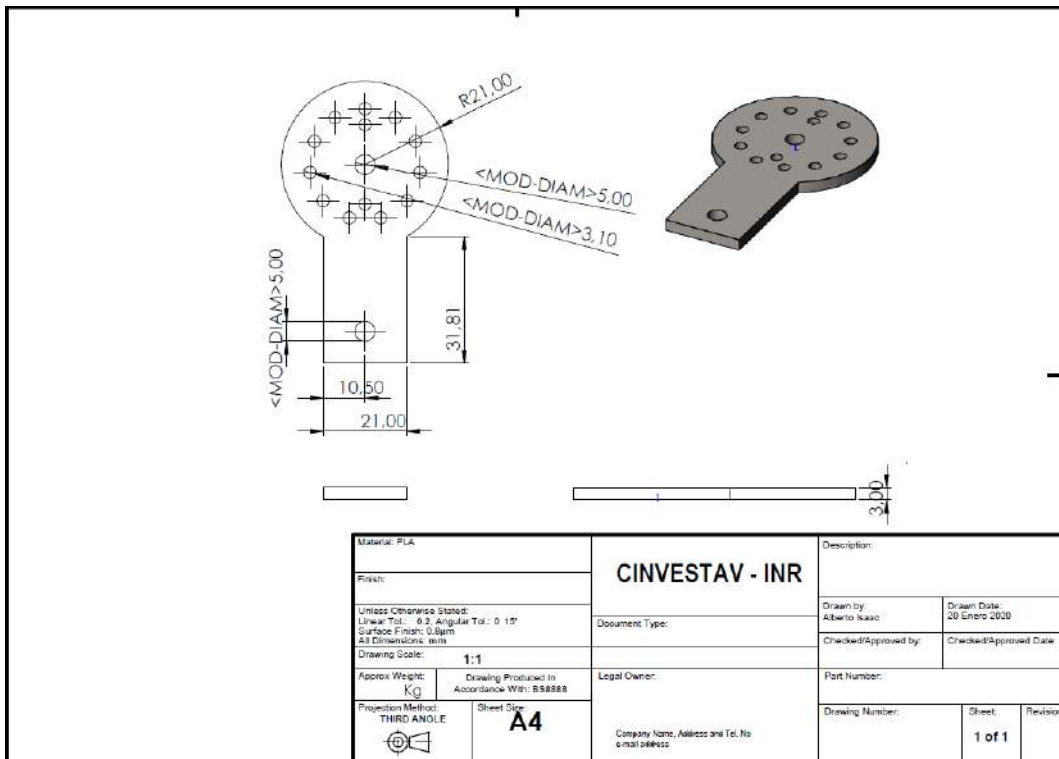


Figura A3-1 Planos de articulación mecánica con tope mecánico.

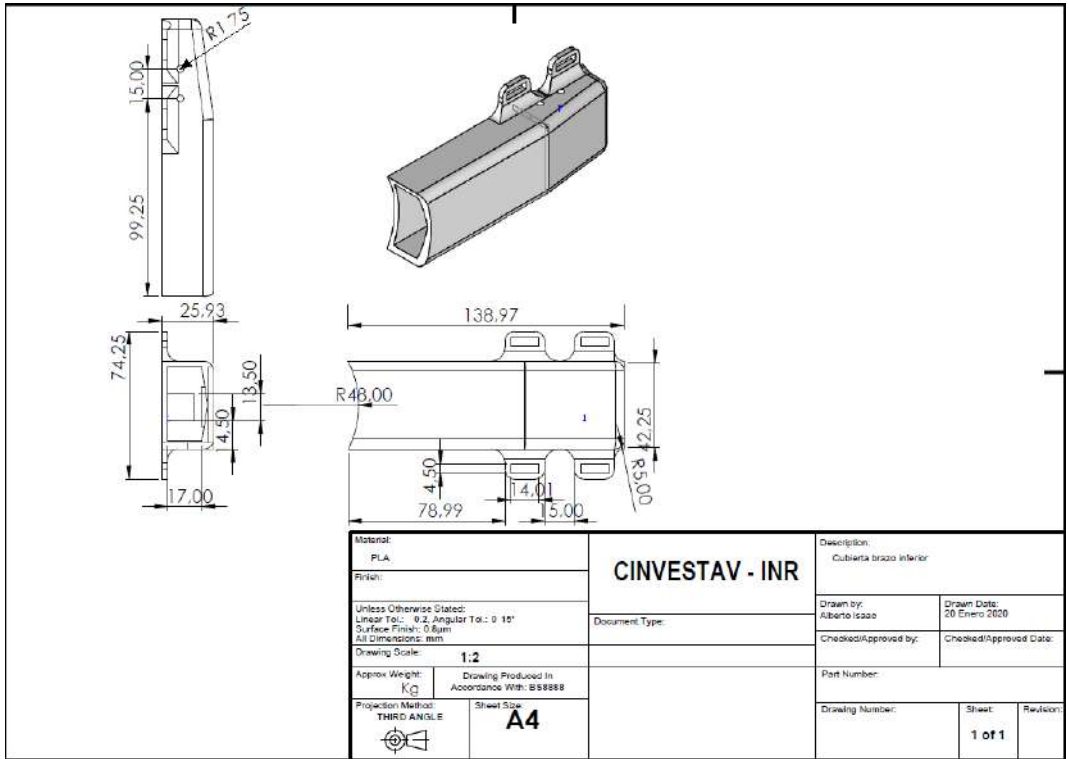


Figura A3-2 Planos de cubierta de celda de carga.

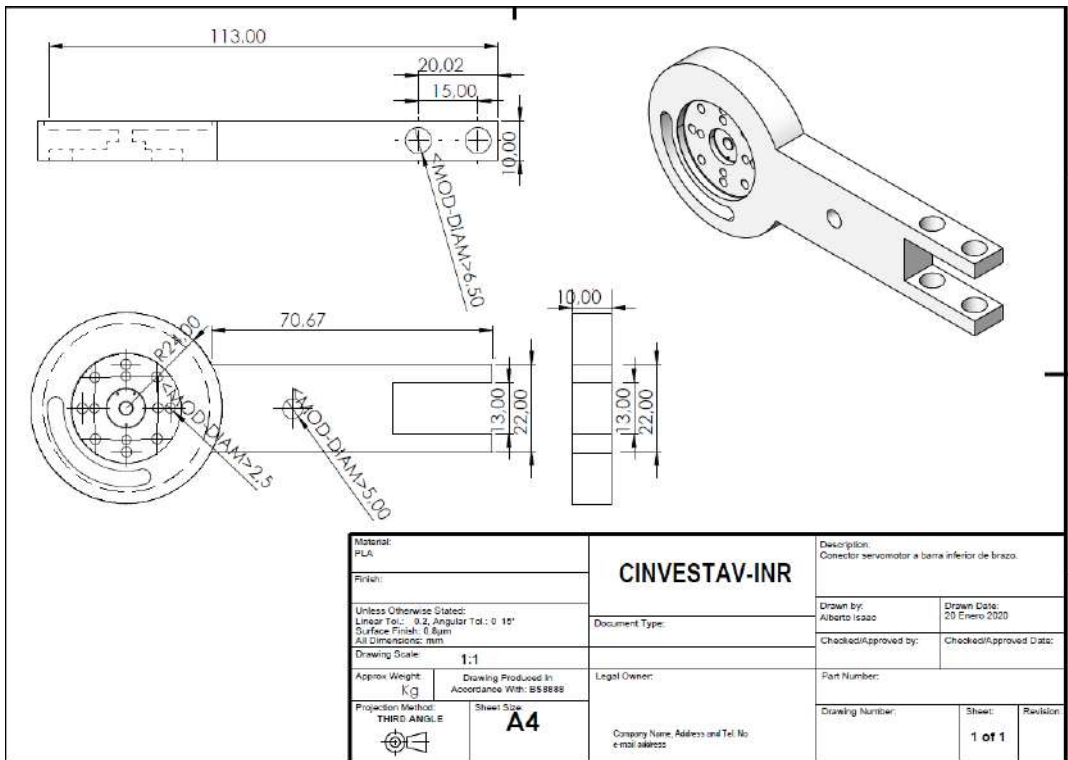


Figura A3-3 Planos de componente de antebrazo de órtesis con sujeción para celda de carga.

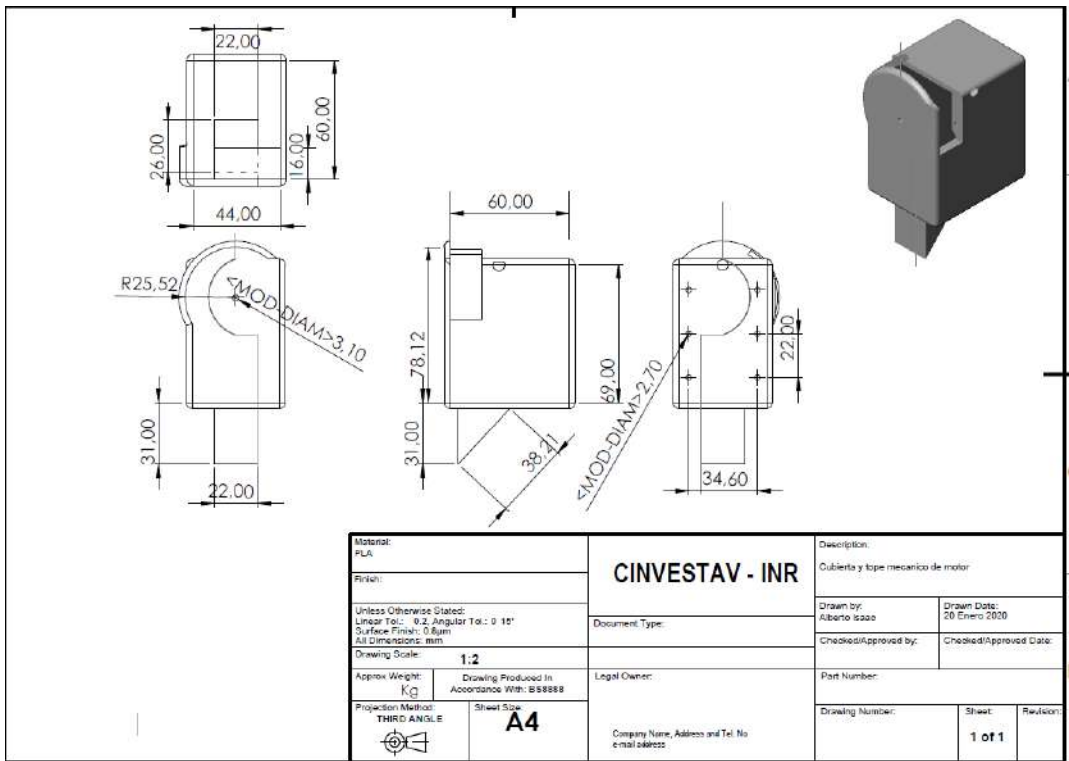


Figura A3-4 Planos de cubierta de actuador.

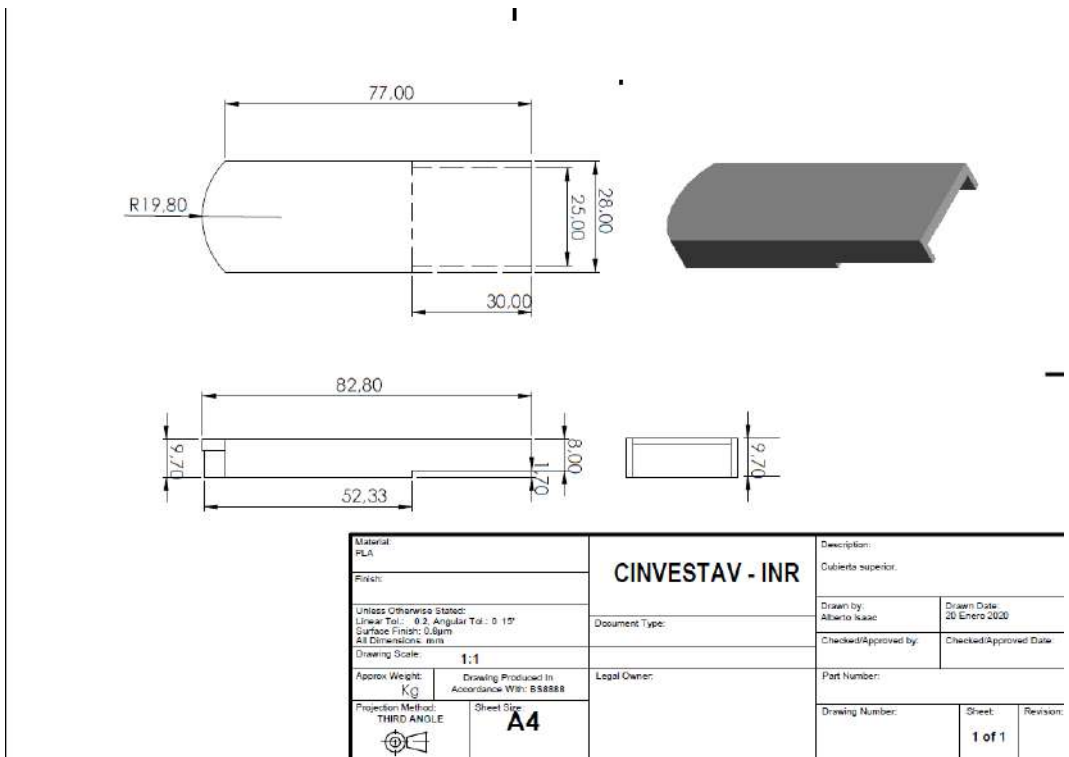


Figura A3-5 Planos de componente de brazo de órtesis.

Mediante cálculo y análisis de elemento finito (FEA) se comprobó la resistencia y desplazamiento de los componentes de antebrazo de la órtesis bajo una carga supuesta de 10N perpendicular al radio de giro de la órtesis. El cálculo de esfuerzos se realizó sobre una barra de 167 mm de largo, en el punto (b) situado a 72 mm del punto de sujeción con una sección transversal de 22mm de alto por 13.5 mm de base. Para este análisis se consideró la aplicación de una fuerza vertical de 10 N a los 167 mm. El análisis de elemento finito se realizó en Solidworks 2018 (Dassault Systèmes SolidWorks Corporation, MA, EUA)[133] utilizando el modelo CAD del elemento de antebrazo de la ortesis, aplicando una aleación de aluminio 1060 para la celda de carga y PLA para los eslabones. Las propiedades mecánicas del PLA de los eslabones se definieron utilizando valores reportados[134], ver tabla A3-I.

Tabla A3-I Propiedades mecánicas de los materiales empleados para análisis en Solidworks.

Propiedad	PLA	Aleación de Aluminio 1060
Modulo elástico	3.5x10 <sup>9</sup> N/m <sup>2</sup>	6.9x10 <sup>10</sup> N/m <sup>2</sup>
Razón de Poisson	0.33	0.35
Módulo de corte	24x10 <sup>6</sup> N/m <sup>2</sup>	27x10 <sup>9</sup> N/m <sup>2</sup>
Densidad	1250 kg/m <sup>3</sup>	2700 kg/m <sup>3</sup>
Resistencia a la tensión	55 x10 <sup>6</sup> N/m <sup>2</sup>	68.9 x10 <sup>6</sup> N/m <sup>2</sup>
Límite elástico	49.5 x10 <sup>6</sup> N/m <sup>2</sup>	27.6 x10 <sup>6</sup> N/m <sup>2</sup>

Los resultados del análisis FEA analizados y graficados para el mismo punto usando diagrama de Mohr y esfuerzo de Von Mises definido como:

$$\sigma_v = \sqrt{\frac{1}{2}((\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2)} + \sqrt{3(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zy}^2)} \quad (A3.1)$$

Los resultados para el cálculo y la simulación se muestran en la tabla A3-II y en la Figura A3-6.

Tabla A3-II Valores de cálculo y análisis de esfuerzo en Solidworks de la órtesis robótica en el punto b.

Parámetro	Cálculo [1x10 <sup>6</sup> N/m <sup>2</sup> ]	Solidworks [1x10 <sup>6</sup> N/m <sup>2</sup> ]
Esfuerzo normal( $\sigma_x$ )	2.7	11.9
Esfuerzo normal( $\sigma_y$ )	-	-0.5
Esfuerzo normal( $\sigma_z$ )	-	2.1
Esfuerzo cortante( $\tau_{xy}$ )	0.08	0.1
Esfuerzo cortante( $\tau_{xz}$ )	-	-2.5
Esfuerzo cortante( $\tau_{yz}$ )	-	0.1
Esfuerzo principal 1( $\sigma_x$ )	-	11.9
Esfuerzo principal 2( $\sigma_y$ )	-	3.6
Esfuerzo principal 3( $\sigma_z$ )	-	-2
Esfuerzo cortante máx 1 ( $\tau_{max1}$ )	-	2.8
Esfuerzo cortante máx 2 ( $\tau_{max2}$ )	-	7
Esfuerzo cortante máx 3 ( $\tau_{max3}$ )	-	4.2
Esfuerzo Von mises ( $\sigma_v$ )	-	12.1

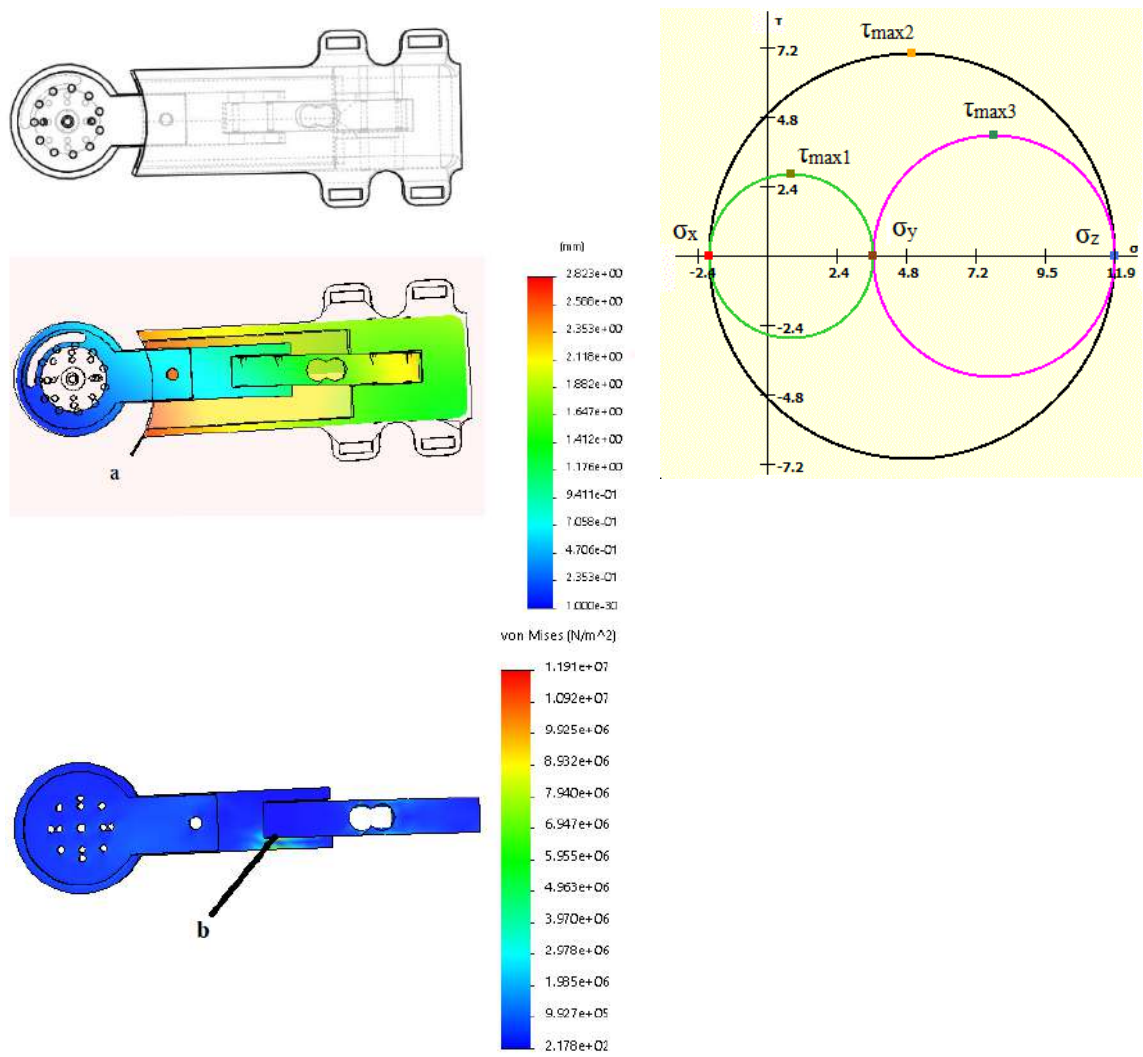


Figura A3-6 Izquierda pruebas de esfuerzo y deformación en Solidworks. Derecha círculo de Mohr con los datos del análisis de esfuerzo en el punto b. Izquierda arriba vista de elementos analizados. Izquierda en medio análisis de desplazamiento. Izquierda abajo grafica del esfuerzo de Von Mises.

La diferencia entre los esfuerzos obtenidos por cálculo y análisis FEA se debe a que los cálculos utilizan un modelo simplificado de una barra sin geometrías como orificios. El esfuerzo máximo de von Mises en los eslabones de PLA de la órtesis es de alrededor de  $11 \times 10^6 \text{ N/m}^2$ , el cual es por debajo del límite del material de  $50 \times 10^6 \text{ N/m}^2$ . El desplazamiento que experimenta el dispositivo en el punto a tiene un valor máximo de 2.8 mm, que es aceptable para el espacio entre las piezas del diseño.