

Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico

Subdirección Académica

Departamento de Ingeniería Mecánica

TESIS DE MAESTRÍA EN CIENCIAS

**Diseño y Construcción de un Exoesqueleto Para la Rehabilitación
de Extremidades Inferiores**

presentada por

Ing. Carlos Manuel Lara Barrios

como requisito para la obtención del grado de
Maestro en Ciencias en Ingeniería Mecánica

Director de tesis
Dr. Andrés Blanco Ortega

Codirector de tesis
Dr. Arturo Abúndez Pliego

Cuernavaca, Morelos, México. Diciembre de 2015.

Cuernavaca, mor., 27/noviembre/2015

OFICIO No. DAIM/275/2015
Asunto: Aceptación de documento de tesis

C. DR. GERARDO VICENTE GUERRERO RAMÍREZ
SUBDIRECTOR ACADÉMICO
PRESENTE

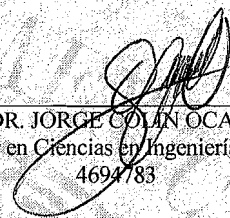
Por este conducto, los integrantes de Comité Tutorial del C. Ing. Carlos Manuel Lara Barrios, con número de control M13CE049, de la Maestría en Ciencias en Ingeniería Mecánica, le informamos que hemos revisado el trabajo de tesis profesional titulado "Diseño y construcción de un exoesqueleto para la rehabilitación de extremidades inferiores", hemos encontrado que se han realizado todas las correcciones y observaciones que se le indicaron, por lo que hemos acordado aceptar el documento de tesis y le solicitamos la autorización de impresión definitiva.

DIRECTOR DE TESIS



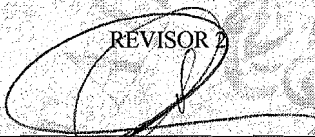
DR. ANDRÉS BLANCO ORTEGA
Doctor en Ciencias en Ingeniería Eléctrica
6559298

REVISOR 1



DR. JORGE COLLÍN OCAMPO
Doctor en Ciencias en Ingeniería Mecánica
4694783

REVISOR 2



DR. MARCO ANTONIO OLIVER SALAZAR
Doctor en Ciencias en Ing. Electrónica
6526083

REVISOR 3



DR. ELADIO MARTÍNEZ RAYÓN
Doctor en Ciencias en Ing. Mecánica
8500740

C.p. (Lic. Guadalupe Garrido Rivera) - Jefa del Departamento de Servicios Escolares
Estudiante
Expediente

Iniciales JD/secretaria

SEP

SECRETARÍA DE
EDUCACIÓN PÚBLICA



TECNOLÓGICO NACIONAL DE MÉXICO
Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico

"2015, Año del Generalísimo José María Morelos y Pavón"

Cuernavaca, Mor., 1 de diciembre de 2015
OFICIO No. SAC/230/2015

Asunto: Autorización de impresión de tesis

**ING. CARLOS MANUEL LARA BARRIOS
CANDIDATO AL GRADO DE MAESTRO EN CIENCIAS
EN INGENIERÍA MECÁNICA
P R E S E N T E**

Por este conducto, tengo el agrado de comunicarle que el Comité Tutorial asignado a su trabajo de tesis titulado "**Diseño y construcción de un exoesqueleto para la rehabilitación de extremidades inferiores**", ha informado a esta Subdirección Académica, que están de acuerdo con el trabajo presentado. Por lo anterior, se le autoriza a que proceda con la impresión definitiva de su trabajo de tesis.

Esperando que el logro del mismo sea acorde con sus aspiraciones profesionales, reciba un cordial saludo.

ATENTAMENTE

"CONOCIMIENTO Y TECNOLOGIA AL SERVICIO DE MEXICO"

**DR. GERARDO VICENTE GUERRERO RAMÍREZ
SUBDIRECTOR ACADÉMICO**



CENTRO NACIONAL DE
INVESTIGACIÓN Y
DESARROLLO
TECNOLÓGICO
SUBDIRECCIÓN
ACADÉMICA

C.p. Lic. Guadalupe Garrido Rivera.- Jefa del Departamento de Servicios Escolares.
Expediente

GVGR/mcr

Dedicatoria

A mi madre Esther y a mi padre José Manuel.

A su manera, cada uno de ustedes me ha enseñado más lecciones de las que pueden imaginar. Gracias por el incansable apoyo que siempre me han ofrecido, con ustedes comparto mis logros.

Agradecimientos

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología por el apoyo económico asignado para realizar mis estudios de maestría con la beca #363460.

Al Tecnológico Nacional de México por el recurso asignado al proyecto 5516.15-P para el desarrollo de este trabajo.

Al Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico (CENIDET) por permitirme desarrollar mis estudios de maestría.

A mi asesor el Dr. Andrés Blanco Ortega por su dedicación como guía en el desarrollo de este trabajo, por los apoyos obtenidos para la fabricación del prototipo, por las lecciones enseñadas, por su paciencia y sus consejos. Gracias por compartir conmigo su experiencia.

Al Dr. Arturo Abúndez Pliego por su dedicación en la gestión del Departamento de Ingeniería Mecánica en beneficio de los estudiantes, por sus consejos y por la confianza que me ha otorgado.

A los profesores que componen mi comité revisor: Dr. Jorge Colín Ocampo, Dr. Marco Antonio Oliver Salazar, Dr. Eladio Martínez Rayón. Por sus acertadas observaciones durante el desarrollo de este trabajo.

A los profesores que fueron parte de mi formación dentro del CENIDET: Dra. Claudia Cortés García, Dr. Dariusz Szwedowicz Wasik, Dr. Eladio Martínez Rayón, Dr. Efraín Simá Moo, Dr. Jesús Arce Landa, Dr. Arturo Abúndez Pliego, Dr. Andrés Blanco Ortega, Dr. Jorge Colín Ocampo. Por las lecciones dentro y fuera del aula.

A mis grandes amigos, Beto y Enrique, por permitirme formar un gran equipo junto con ustedes desde hace ya varios años, por los consejos y por el apoyo que siempre hemos compartido. Siempre he admirado la dedicación y constancia con la que alcanzan sus objetivos.

A mis compañeros: Norma, Armando, Benigno, Benjamín, Elvis, Emmanuel, Luis, Roger, Polar, Sommer, Víctor, José Manuel, Félix. Por los consejos, las pláticas y las fiestas.

A la secretaria María del Rocío Salazar Ruiz por su gran labor en las tareas administrativas del Departamento de Ingeniería Mecánica.

Al personal del departamento de Servicios Escolares por su apoyo en los trámites administrativos durante mi estancia en el CENIDET.

Resumen

Este trabajo presenta el desarrollo del diseño de un exoesqueleto para la rehabilitación de extremidades inferiores controlado por señales mioeléctricas. La aplicación de este exoesqueleto está orientada a pacientes de hemiplejia (parálisis en el lado izquierdo o derecho del cuerpo). El movimiento de asistencia transmitido por el exoesqueleto hacia la pierna afectada del paciente es controlado a partir de la actividad eléctrica registrada en músculos de la pierna sana e instrumentos en la pierna correspondiente en la estructura del exoesqueleto. Los posibles movimientos que el exoesqueleto puede asistir se limitaron a movimientos iguales para ambas piernas en flexión y extensión de los miembros inferiores.

El diseño de la estructura mecánica del exoesqueleto fue basado en consideraciones de la biomecánica de miembros inferiores y guías para el diseño de dispositivos de rehabilitación. La resistencia de la estructura bajo escenarios de carga planteados se estudió a partir de idealizaciones con respecto de modelos clásicos del diseño mecánico y dimensionamientos basados en la influencia de los factores de concentración de esfuerzos debidos a los cambios de sección en los perfiles utilizados.

Las señales mioeléctricas utilizadas para el control del exoesqueleto registraron la actividad muscular de dos músculos observados para los movimientos de flexión y extensión en la articulación de cadera. El procesamiento de la señal estuvo basado en parámetros estadísticos de la señal y un clasificador de señales capaz de tomar una decisión en función del músculo que registre mayor actividad eléctrica durante un registro de señales en tiempo real.

Se realizaron pruebas durante el desarrollo del algoritmo encargado de procesar las señales mioeléctricas y la extracción de características de la señal para su aplicación en un programa de detección en tiempo real. Una vez definido el programa en tiempo real y los instrumentos necesarios para su implementación, se realizaron pruebas adicionales con sujetos de prueba utilizando el prototipo físico del exoesqueleto en pruebas para los movimientos de flexión y extensión de la articulación de cadera, y el movimiento funcional al ponerse de pie desde una posición sedente.

Abstract

This work presents the development on the design of an exoskeleton for the rehabilitation of lower limbs controlled by myoelectric signals. The application of this exoskeleton is aimed on hemiplegic patients (paralysis on left or right side of the body). The assistive movement transmitted by the exoskeleton to the patient's affected leg is controlled from electrical activity registered on muscles of the healthy leg and instruments on the respective leg on the exoskeleton structure. The possible movements that can be assisted by the exoskeleton were limited to equal movements for both legs on flexion and extension of the lower limbs.

The design of the mechanical structure of the exoskeleton was based on biomechanical considerations for the lower limbs and design guidelines for rehabilitation devices. The structure's strength under proposed load scenarios was studied from idealizations regarding classic models of the mechanical design and sizing based on the influence of stress concentration factors due to changes in the section of used profiles.

The myoelectric signals used for the control of the exoskeleton registered muscular activity of two observed muscles in flexion and extension movements of the hip joint. Signal processing was based on statistical signal parameters and a signal classifier capable of make a decision in function of the muscle registering greater electrical activity during a signal recording in real time.

During the development of the algorithm responsible for processing myoelectric signals and feature extraction on the signal for use in a real time detection program, tests were carried. Once the real time program and instruments for the implementation were defined, additional tests were performed on test subjects wearing the physical prototype of the exoskeleton on tests for flexion and extension movements for the hip joint, and the sit-to-stand functional movement.

Contenido

<i>Acrónimos y simbología</i>	<i>iv</i>
<i>Lista de figuras</i>	<i>viii</i>
<i>Lista de tablas</i>	<i>xvii</i>
<i>Capítulo 1. Introducción</i>	<i>1</i>
<i>1.1 Objetivos</i>	<i>2</i>
<i>1.1.1 Objetivo General</i>	<i>2</i>
<i>1.1.2 Objetivos Específicos</i>	<i>2</i>
<i>1.2 Justificación</i>	<i>2</i>
<i>1.3 Limitaciones</i>	<i>3</i>
<i>1.4 Alcances</i>	<i>3</i>
<i>1.5 Aportación de la tesis</i>	<i>4</i>
<i>1.6 Organización de la tesis</i>	<i>4</i>
<i>Capítulo 2. Marco teórico</i>	<i>7</i>
<i>2.1 Conceptos generales</i>	<i>7</i>
<i>2.1.1 Rehabilitación, fisioterapia y cinesiterapia</i>	<i>7</i>
<i>2.1.2 Prótesis, órtesis y exoesqueleto</i>	<i>8</i>
<i>2.1.3 Cinesiterapia para la hemiplejía</i>	<i>9</i>
<i>2.1.4 Señales mioeléctricas</i>	<i>13</i>
<i>2.1.5 Biomecánica del cuerpo humano</i>	<i>25</i>
<i>2.1.6 Consideraciones biomecánicas en el diseño de exoesqueletos</i>	<i>38</i>
<i>2.2 Revisión del estado del arte</i>	<i>41</i>
<i>2.2.1 Desarrollo histórico de las señales mioeléctricas</i>	<i>41</i>
<i>2.2.2 Desarrollo histórico de exoesqueletos</i>	<i>41</i>
<i>2.2.3 Comentarios de la revisión del estado del arte</i>	<i>53</i>

Capítulo 3. Metodología	55
3.1 Diseño del exoesqueleto	55
3.1.1 Consideraciones biomecánicas	56
3.1.2 Material	59
3.1.3 Factor de seguridad	60
3.1.4 Geometría de eslabones	61
3.1.5 Dimensionamiento de las secciones transversales	62
3.1.6 Pasador de articulación	70
3.1.7 Pernos	73
3.1.8 Concentradores de esfuerzo	75
3.1.9 Torque en articulaciones	88
3.1.10 Selección de actuador y transmisión de potencia	91
3.1.11 Construcción del prototipo físico	94
3.2 Análisis de señales mioeléctricas	100
3.2.1 Equipo utilizado para la adquisición de señales mioeléctricas	100
3.2.2 Equipo utilizado para el control del motor	101
3.2.3 Localización de músculos a caracterizar	102
3.2.4 Acondicionamiento para la adquisición de señales en movimientos de flexión y extensión.	104
3.2.5 Detección de activación muscular	110
3.2.6 Programa de control en tiempo real	115
Capítulo 4. Pruebas y resultados	123
4.1 Identificación de características y detección de activación muscular en movimientos de flexión y extensión	123
4.1.1 Metodología de la prueba	124
4.1.2 Relación entre la señal mioeléctrica y la velocidad angular	124
4.1.3 Interpretación de resultados	126
4.2 Detección de activación muscular	128
4.3 Pruebas con el prototipo físico	130
Capítulo 5. Conclusiones y trabajo futuro	133

<i>Anexos</i>	137
<i>Anexo A. Programa de Matlab para el cálculo de la carga crítica de una columna sometida a una carga excéntrica</i>	137
<i>Anexo B. Factores de concentración de esfuerzo</i>	139
<i>Anexo C. Parámetros de simulación para la estimación de torques en extremidades inferiores</i> ...	170
<i>Anexo D. Especificaciones del motor seleccionado</i>	178
<i>Anexo E. Dibujos a detalle de piezas del exoesqueleto</i>	181
<i>Anexo F. Especificaciones del electromiógrafo DELSYS Bagnoli-8</i>	196
<i>Anexo G. Características de la tarjeta de adquisición de datos National Instruments PCI-6034E</i>	200
<i>Anexo H. Características de la tarjeta de adquisición de datos Advantech PCI-1716</i>	201
<i>Anexo I. Programa en Matlab para el acondicionamiento de la señal mioeléctrica bruta: Obtención del valor de MCIV</i>	204
<i>Anexo J. Gráficos de MCIV en flexión y extensión en los sujetos de prueba</i>	206
<i>Anexo K. Programa en Matlab para la detección de actividad muscular durante la adquisición de señales mioeléctricas</i>	219
<i>Anexo L. Programa de control del exoesqueleto en tiempo real</i>	222
<i>Anexo M. Arco total de movimiento, tiempo y velocidad angular promedio registrados durante las pruebas de adquisición</i>	231
<i>Anexo N. Gráficos de señal binaria para activación muscular en movimientos de flexión y extensión en los sujetos de prueba</i>	239
<i>Anexo O. Publicaciones</i>	271
<i>Referencias</i>	283

Acrónimos

ACV	Accidente cerebro vascular
AISC	American Institute of Steel Construction (Instituto Americano de Construcción en Acero)
BLEEX	Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (Exoesqueleto de extremidades inferiores de Berkeley)
CENIDET	Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico
CPM	Continous passive motion (movimiento pasivo continuo)
DARPA	Defense Advanced Research Projects Agency (Agencia de Investigación Avanzada en Proyectos de Defensa)
EHPA	Exoskeletons for Human Performance Augmentation (Exoesqueletos para el Aumento del Desempeño Humano)
FMA	Finite moving average (media móvil finita)
GDL	Grado de libertad
HAL	Hybrid assistive leg (pierna híbrida de asistencia)
HARDIMAN	Human Augmentation Research and Development Investigation
ISEK	International Society of Electrophysiology and Kinesiology (Sociedad Internacional de Electrofisiología y Cinesiología)
LRFD	Load and resistance factor design (diseño de carga y factor de resistencia)
MCIV	Máxima contracción isométrica voluntaria
MIT	Massachusetts Institute of Technology
PPT	Pressure pain threshold (umbral de dolor a la presión)
STS	Sit to stand (sentado a de pie)

Simbología

A	Área
A_b	Área bruta
C	Constante
c	Distancia del centroide al extremo de la sección transversal
D	Diámetro de la barra
d_i	Diámetro interior
E	Módulo elástico
e	Holgura expresada como porcentaje del diámetro del pasador
e_θ	Error entre la posición angular medida y la posición angular en la trayectoria deseada
\dot{e}_θ	Error entre la velocidad angular medida y la velocidad angular en la trayectoria deseada
\ddot{e}_θ	Error de la aceleración angular medida
f	Factor de corrección
G	Módulo de rigidez
H	Ancho de la barra
h	Espesor de la barra
I	Segundo momento de área
J	Momento polar de inercia
K_{te}	Factor de concentración de esfuerzos a un porcentaje de holgura e
K_{tg}	Factor de concentración de esfuerzos en el área bruta
K_{tn}	Factor de concentración de esfuerzos en el área neta
k_d	Acción derivativa
k_i	Acción integral
k_p	Acción proporcional

k	Radio de giro
L	Ventana de tiempo móvil
l	Distancia vertical desde el centro de gravedad con respecto a la horizontal en el centro de rotación
l_{ef}	Longitud efectiva
M	Momento
N	Ventana de tiempo
P	Carga
p	Polo en lazo cerrado para el polinomio característico de tercer orden
Q	Ventana de tiempo fija
R_n	Resistencia del pasador en unidades de fuerza
r	Radio de filete
S_u	Resistencia última
S_y	Resistencia a la fluencia
S_{yc}	Resistencia a la fluencia a la compresión
s	Variable compleja de la transformada de Laplace
T	Ley de control
T_i	Torque en la articulación
t	Espesor
V_{motor}	Voltaje de control del motor
V	Carga cortante
y_i	Amplitud de una muestra de la señal mioeléctrica adquirida
δ	Holgura entre orificio y pasador
θ	Posición angular
$\dot{\theta}, \omega$	Velocidad angular
$\ddot{\theta}$	Aceleración angular

μ	Media
ν	Relación de Poisson
ξ	Factor de amortiguamiento relativo de la respuesta del sistema
$\hat{\sigma}$	Desviación estándar
σ	Esfuerzo
σ'	Esfuerzo de Von Mises
σ_{max}	Esfuerzo máximo
σ_{nom}	Esfuerzo nominal
$\sigma_{1,2}$	Esfuerzos principales
τ_y	Resistencia al cortante
τ_u	Resistencia última al cortante
ω_n	Frecuencia natural no amortiguada

Lista de figuras

- **Figuras del capítulo 2**

<i>Figura 2.1. Clasificaciones para exoesqueletos.</i>	9
<i>Figura 2.2. Posición de "puente".</i>	10
<i>Figura 2.3. Ejercicio en decúbito supino para el fortalecimiento de los músculos flexores de cadera.</i>	11
<i>Figura 2.4. Ejercicio en decúbito supino para flexión de la cadera.</i>	11
<i>Figura 2.5. Ejercicio en decúbito prono para el fortalecimiento de músculos extensores de cadera.</i>	11
<i>Figura 2.6. Cinesiterapia en posición de sedestación para flexión de cadera.</i>	12
<i>Figura 2.7. Técnica de presión en las piernas para rehabilitación.</i>	12
<i>Figura 2.8. Ejercicios en bipedestación: Sentadillas con apoyos.</i>	13
<i>Figura 2.9. Unidad motora [19].</i>	14
<i>Figura 2.10. Tres contracciones en un registro de señal mioeléctrica en bruto. Tomada de [20].</i>	15
<i>Figura 2.11. Electrodo de superficie (izquierda) y de aguja (derecha).</i>	16
<i>Figura 2.12. Efecto aliasing: Las bajas frecuencias en el muestreo de análogo a digital resultan en una pérdida significativa de información. Tomada de [20].</i>	18
<i>Figura 2.13. Colocación de electrodos de superficie. Vista anterior. Tomada de [20].</i>	19
<i>Figura 2.14. Colocación de electrodos de superficie. Vista posterior. Tomada de [20].</i>	20
<i>Figura 2.15. Colocación de electrodos de superficie. Vista lateral. Tomada de [20].</i>	21
<i>Figura 2.16. Registro de señal mioeléctrica en bruto con rectificado. Tomada de [19].</i>	22
<i>Figura 2.17. Parámetros estándar de amplitud basados en una curva mioeléctrica rectificadas. Tomada de [19].</i>	22
<i>Figura 2.18. Posición y planos anatómicos del cuerpo humano. Tomada de [8].</i>	25
<i>Figura 2.19. Ejemplo de movimientos de flexión-extensión en la articulación de tobillo.</i>	26
<i>Figura 2.20. Ejemplo de movimientos de abducción-aducción en la articulación de cadera.</i>	26
<i>Figura 2.21. Ejemplo de movimientos de supinación-pronación.</i>	27
<i>Figura 2.22. Ejemplo de movimientos de rotación externa e interna en miembros inferiores.</i>	27
<i>Figura 2.23. Anatomía del miembro inferior. De izquierda a derecha: huesos en vista anterior, músculos en vista anterior, músculos en vista posterior, huesos en vista posterior. Modificada de [8].</i>	28
<i>Figura 2.24. Mientras la rodilla se flexiona, el centro instantáneo de rotación se mueve en dirección posterior.</i>	30
<i>Figura 2.25. Cóndilos femorales. Vista frontal de la articulación de rodilla.</i>	31

<i>Figura 2.26. Traslación de los centros de las esferas en los cóndilos medial y lateral en dirección anterior-posterior durante la flexión de rodilla desde 0 hasta 120°. Tomada de [36].</i>	31
<i>Figura 2.27. Zonas a evitar para la sujeción de los miembros inferiores a exoesqueletos. Tomada de [37].</i>	33
<i>Figura 2.28. Puntos anatómicos observados para el análisis del “umbral de dolor a la presión” (PPT) en el miembro inferior. Tomada de [37].</i>	34
<i>Figura 2.29. Localización de los centros de masa de los segmentos de los miembros inferiores del cuerpo. Tomada de [49].</i>	40
<i>Figura 2.30. Exoesqueleto del “hombre verde” de los “Laboratorios Aeronáuticos Cornell”.</i>	42
<i>Figura 2.31. Prototipo Hardiman de General Electric. Tomadas de [8].</i>	43
<i>Figura 2.32. Exoesqueleto del Instituto Mihailo Pupin.</i>	43
<i>Figura 2.33. Exoesqueleto de la Universidad de Wisconsin</i>	44
<i>Figura 2.34. Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX).</i>	45
<i>Figura 2.35. Exoesqueleto del MIT para DARPA</i>	46
<i>Figura 2.36. Exoesqueleto HAL-5 para uso médico en extremidades inferiores</i>	47
<i>Figura 2.37. Kanagawa Power Suit: Exoesqueleto para asistencia a enfermeras</i>	47
<i>Figura 2.38. Configuración experimental del exoesqueleto ALEX sobre una caminadora</i>	48
<i>Figura 2.39. Concepto del exoesqueleto con tendones artificiales.</i>	49
<i>Figura 2.40. Active Ankle-Foot Orthoses (AAFO). Órtesis activa del MIT.</i>	50
<i>Figura 2.41. Órtesis pie-tobillo propulsada por neumática.</i>	50
<i>Figura 2.42. Prototipo virtual del rehabilitador de tobillo de CENIDET.</i>	51
<i>Figura 2.43. Versión de HAL para hemiplejía.</i>	52
<i>Figura 2.44. Prototipo virtual del exoesqueleto de la Universidad de Jiaotong</i>	53

- **Figuras del capítulo 3**

<i>Figura 3.1. Ensamble completo del exoesqueleto en vista frontal.</i>	56
<i>Figura 3.2. Dimensiones observadas en el estudio antropométrico de la población mexicana.</i>	57
<i>Figura 3.3. Altura máxima y mínima de la estructura del exoesqueleto. El eslabón de soporte por encima de la articulación de cadera no es considerado para la longitud de la pierna.</i>	58
<i>Figura 3.4. Dos vistas de la hebilla para las correas de nylon en la interfaz exoesqueleto-usuario para la sujeción con la cintura del usuario.</i>	59
<i>Figura 3.5. Diseño de eslabones con geometría para limitar los rangos de movimiento angulares. (a) Articulación en la cadera, (b) articulación en la rodilla, (c) articulación en el tobillo.</i>	61
<i>Figura 3.6. Geometría para la variación de longitud en eslabones de muslo y pantorrilla.</i>	61
<i>Figura 3.7. Exoesqueleto y usuario en las posiciones seleccionadas para tres posibles casos críticos de carga. (a) Decúbito, (b) sedestación y (c) bipedestación</i>	63

<i>Figura 3.8. Columna con carga excéntrica. Tomada de [88].</i>	64
<i>Figura 3.9. Posición de decúbito en la pierna del exoesqueleto. El centro de masa de la pierna se estima al 42.2% del total de la longitud de la pierna a partir de la articulación de cadera.</i>	65
<i>Figura 3.10. Exoesqueleto en posición de sedestación.</i>	68
<i>Figura 3.11. Localización horizontal del centro de gravedad del cuerpo del usuario en sedestación con respecto de la articulación de rodilla.</i>	68
<i>Figura 3.12. Diagrama de momentos para la idealización del eslabón correspondiente al muslo cuando el usuario se mueve de sedestación hacia bipedestación.</i>	69
<i>Figura 3.13. Pasador en la estructura del exoesqueleto. H es el ancho del perfil, h es el ancho de la "oreja" del eslabón superior, d el diámetro del perno y $d+\delta$ el tamaño del orificio con holgura.</i>	71
<i>Figura 3.14. Diagrama de momentos del pasador sometido a la carga de 981 N. El pasador se representa como una viga cargada al centro con soportes simples en sus extremos.</i>	72
<i>Figura 3.15. Pernos de alta resistencia en la estructura del exoesqueleto. Permiten la variación de longitud de los eslabones de muslo y espinilla y sostienen las hebillas que permiten la conexión entre el exoesqueleto y el usuario.</i>	73
<i>Figura 3.16. Diagrama de momentos del perno de alta resistencia sometido a la carga de 981N. Se representa como una viga cargada al centro con soportes simples en sus extremos.</i>	74
<i>Figura 3.17. Barra plana escalonada con filetes. La parte superior señala la ubicación de esta geometría en la estructura. a) Barra a tensión, b) Barra a flexión [94].</i>	77
<i>Figura 3.18. Bloque cuadrado grueso hueco con agujeros circulares en la pared y su localización en uno de los eslabones de la estructura del exoesqueleto.</i>	79
<i>Figura 3.19. Bloque cuadrado grueso hueco con agujeros circulares en la pared sometido a flexión (vista frontal).</i>	80
<i>Figura 3.20 Barra de sección transversal circular con orificio transversal sometida a tensión y su localización en uno de los eslabones de la estructura del exoesqueleto.</i>	81
<i>Figura 3.21. Barra de sección transversal circular con orificio transversal sometida a flexión con agujeros transversales que cortan la sección transversal en línea con el eje neutro.</i>	82
<i>Figura 3.22. Barra de sección transversal circular con orificio transversal sometida a flexión con agujeros transversales cuya longitud se aleja del eje neutro.</i>	83
<i>Figura 3.23. Barra de sección transversal cuadrangular escalonada a barra circular sometida a compresión y a flexión.</i>	85
<i>Figura 3.24. "Oreja" con pasador. La "oreja" tiene una terminación redonda. (a) ensamble con holgura, (b) ajuste perfecto.</i>	86
<i>Figura 3.25. Modelo virtual antropomorfo utilizado en la simulación para la estimación de torques en las articulaciones de los miembros inferiores. Vista frontal y vista lateral.</i>	89
<i>Figura 3.26. Modelo virtual para la simulación de STS.</i>	89
<i>Figura 3.27. Estimación de torques en miembros inferiores durante el movimiento de STS a partir de simulación en 2 segundos.</i>	90
<i>Figura 3.28. Servomotor WINGXINE modelo ASME-03B.</i>	91
<i>Figura 3.29. Tren de engranes acoplado al motor WINGXINE. La relación de transmisión es de 394:1.</i>	92

<i>Figura 3.30. Pasador para la transmisión de torque desde el eje de salida del motor hacia la estructura del exoesqueleto.</i>	92
<i>Figura 3.31. Ensamble motor-pasador-eslabón.</i>	93
<i>Figura 3.32. Pasador para el potenciómetro que registra la posición angular del eslabón correspondiente al muslo conectado a los sensores.</i>	93
<i>Figura 3.33. Ensamble potenciómetro-pasador-eslabón.</i>	93
<i>Figura 3.34. Eslabón de la cintura en el exoesqueleto. Se señala su localización en la estructura.</i>	94
<i>Figura 3.35. Eslabón del muslo en el exoesqueleto. A la izquierda la parte inferior, a la derecha la parte superior. Se señala su localización en la estructura.</i>	95
<i>Figura 3.36. Eslabón de la pantorrilla en el exoesqueleto. A la izquierda la parte inferior, a la derecha la parte superior. Se señala su localización en la estructura.</i>	95
<i>Figura 3.37. Eslabón del tobillo y plataforma del pie en el exoesqueleto. A la izquierda la plataforma, a la derecha el eslabón de tobillo. Se señala su localización en la estructura.</i>	96
<i>Figura 3.38. Hebillas de sujeción para cintura, muslo y espinilla.</i>	96
<i>Figura 3.39. Perno de articulación utilizado en las articulaciones de rodilla y tobillo de la estructura del exoesqueleto.</i>	97
<i>Figura 3.40. Correas de sujeción para muslos, espinillas y cadera. En la parte superior se presenta la correa de 36 mm de ancho y en la parte inferior la correa de 55 mm de ancho.</i>	97
<i>Figura 3.41. Ensamble completo de los eslabones del prototipo físico del exoesqueleto.</i>	98
<i>Figura 3.42. Potenciómetro y su montura en el ensamble del prototipo físico.</i>	98
<i>Figura 3.43. Servomotor y su montura en el ensamble del prototipo físico.</i>	98
<i>Figura 3.44. Prototipo físico usado por un sujeto de prueba desde distintas vistas.</i>	99
<i>Figura 3.45. Tarjeta de adquisición de datos National Instruments PCI-6034E y cable de conexión tipo HD68.</i>	101
<i>Figura 3.46. Tarjeta multifunción Advantech PCI-1716 y tablero de conexión para cable HD 67.</i>	101
<i>Figura 3.47. Diagrama de flujo representativo del funcionamiento del sistema de control mioeléctrico.</i>	102
<i>Figura 3.48. Localización de los músculos seleccionados para la adquisición de señales en los movimientos de flexión y extensión de la articulación de cadera.</i>	103
<i>Figura 3.49. Localización recomendada para el electrodo de superficie en el músculo recto femoral.</i>	103
<i>Figura 3.50. Localización recomendada para el electrodo de superficie en el músculo semitendinoso.</i>	103
<i>Figura 3.51. Posturas corporales de decúbito supino y decúbito prono.</i>	104
<i>Figura 3.52. Orientación del electrodo de superficie con respecto a las fibras musculares.</i>	105
<i>Figura 3.53. Panel correspondiente a un canal en la unidad amplificadora. Incluye perilla de ganancia ajustable, LED de saturación y LED de interferencia de línea.</i>	105
<i>Figura 3.54. Posición para las pruebas de de MCIV para músculos de flexión y extensión en la articulación de cadera.</i>	106

<i>Figura 3.55. Señal mioeléctrica bruta de dos pruebas de MCIV en flexión. En la parte superior se presentan los gráficos de la señal bruta para cada músculo. En la parte inferior se presentan las mismas señales con el offset corregido.</i>	<i>107</i>
<i>Figura 3.56. Señal mioeléctrica bruta de dos pruebas de MCIV en flexión. Se observa la diferencia de amplitud entre un músculo activado (semitendinoso) y un músculo en reposo (recto femoral).</i>	<i>108</i>
<i>Figura 3.57. Señal mioeléctrica rectificadora para una MCIV en flexión. El RMS fue calculado en una ventana de tiempo cada 50ms durante los 15 segundos de adquisición.</i>	<i>109</i>
<i>Figura 3.58. Diagrama de flujo del algoritmo FMA modificado para la detección de activación muscular.</i>	<i>114</i>
<i>Figura 3.59. Señal binaria generada a partir de la señal mioeléctrica rectificadora utilizando el algoritmo para la detección de la activación muscular. La parte superior presenta el gráfico de la señal mioeléctrica rectificadora para un bloque de pruebas con 4 flexiones en 4 segundos por movimiento. La parte inferior presenta el gráfico binario que representa la activación muscular (para este caso, del canal 2 correspondiente al músculo recto femoral).</i>	<i>115</i>
<i>Figura 3.60. Interfaz principal del programa de control del exoesqueleto en tiempo real. A la izquierda se presentan los bloques con información sobre la activación muscular y posiciones angulares en potenciómetro y motor. A la derecha se presenta el gráfico binario en tiempo real.</i>	<i>116</i>
<i>Figura 3.61. Diagrama de bloques dentro del bloque llamado "Exoesqueleto" en el programa principal. A la izquierda se encuentra el bloque que contiene el programa para la detección de la activación. A la derecha el bloque correspondiente al programa utilizado para enviar la señal de control al motor.</i>	<i>117</i>
<i>Figura 3.62. Diagrama de bloques correspondiente al algoritmo FMA modificado para la detección de la actividad muscular en un músculo al adquirir señales de dos músculos a la vez.</i>	<i>118</i>
<i>Figura 3.63. La referencia a partir de la cual se considera que la posición angular en el vástago del potenciómetro es de 0° es cuando la ranura en el vástago se encuentra en posición horizontal, entregando un voltaje de 2.5 V.</i>	<i>118</i>
<i>Figura 3.64. Conversión de voltaje regulado en el potenciómetro a valor angular del vástago del potenciómetro. El rango corresponde a 0-5V en la entrada y ±125° a la salida.</i>	<i>119</i>
<i>Figura 3.65. Técnica de diferencia finita para el cálculo de la pendiente en la i-ésima muestra a partir de datos de desplazamiento en la adquisición de bioseñales. Modificada de [108].</i>	<i>120</i>
<i>Figura 3.66. Conversión del valor angular del vástago del potenciómetro a voltaje de control para el motor. .</i>	<i>121</i>

- **Figuras del capítulo 4**

<i>Figura 4.1. Registro en video de adquisición de señales mioeléctricas en pruebas de flexión (izquierda) y extensión (derecha). Se colocaron marcadores en la cercanía de las articulaciones de rodilla y cadera para hacer un seguimiento de trayectoria para estimar arcos de movimiento y velocidades angulares.</i>	<i>125</i>
<i>Figura 4.2. Respuesta del movimiento de 4 flexiones en el sujeto de prueba. Cada movimiento se realizó en (alrededor de) 4 segundos. Los primeros 2 segundos para extender la cadera 90° y los últimos 2 segundos para flexionar la cadera de vuelta hasta la posición anatómica de 0°.</i>	<i>126</i>
<i>Figura 4.3. Señales rectificadas para el movimiento de extensión en el músculo semitendinoso. Cada movimiento registrado se realizó en 2 segundos para el gráfico superior y en 4 segundos para el gráfico inferior. Los rangos de porcentaje de MCIV no son significativamente diferentes entre pruebas a pesar de representar movimientos a dos velocidades angulares diferentes.</i>	<i>127</i>

<i>Figura 4.4. Señales rectificadas para el movimiento de flexión en el músculo recto femoral. Cada movimiento registrado se realizó en 2 segundos para el gráfico superior y en 4 segundos para el gráfico inferior. Los rangos de porcentaje de MCIV no son significativamente diferentes entre pruebas a pesar de representar movimientos a dos velocidades angulares diferentes.</i>	<i>127</i>
<i>Figura 4.5. Dos bloques de prueba para el movimiento de flexión en 2 segundos para el sujeto de prueba A. En el bloque de pruebas de la parte superior el algoritmo no logró detectar la activación muscular. En el bloque de pruebas de la parte inferior el algoritmo sí logró detectar la activación muscular. Las pruebas realizadas para ambos bloques fueron realizadas el mismo día bajo las mismas condiciones con no más de 5 minutos de diferencia entre un bloque de pruebas y otro.</i>	<i>129</i>
<i>Figura 4.6. La falta de relajación en los músculos durante los intervalos de reposo causa breves activaciones. Una etapa de entrenamiento en el usuario llevaría a una activación muscular más “limpia”. Estas activaciones no son falsos positivos.</i>	<i>130</i>
<i>Figura 4.7. Pruebas con el prototipo físico utilizando la sección actuada del exoesqueleto para las pruebas. (a) Pierna sana: el potenciómetro está colocado en la articulación de cadera. (b) Flexión de la articulación de cadera: el motor sigue el movimiento de la pierna opuesta a partir de la activación muscular y el potenciómetro. (c) Pierna asistida: el motor está colocado en la articulación de cadera.</i>	<i>131</i>

- **Figuras del anexo B**

<i>Figura B - 1. Geometría de la barra plana escalonada con filetes utilizada para validar los parámetros de simulación. A la izquierda para el caso de tensión/compresión. A la derecha para el caso de flexión.</i>	<i>140</i>
<i>Figura B - 2. Gráfico del factor de concentración de esfuerzos para una barra plana escalonada con filetes a compresión cuando $D/d = 2$. La línea punteada representa los datos obtenidos por la simulación y la línea sólida representa la curva de tendencia.....</i>	<i>142</i>
<i>Figura B - 3. Factor de concentración de esfuerzos obtenido por simulación para una barra plana escalonada con filete sometida a compresión.</i>	<i>151</i>
<i>Figura B - 4. Factor de concentración de esfuerzos obtenido por simulación para una barra plana escalonada con filete sometida a flexión.</i>	<i>152</i>

- **Figuras del anexo C**

<i>Figura C - 1. Función STEP en el software MSC Adams para la generación de trayectorias.</i>	<i>171</i>
<i>Figura C - 2. Trayectoria deseada para tronco y miembros superiores en el movimiento de STS. Se desea una flexión de 42.9° en 0.52s correspondiente a la fase 1 del movimiento. El tiempo restante hasta completar 2 segundos se utilizó para regresar a la posición anatómica.</i>	<i>171</i>
<i>Figura C - 3. Trayectoria deseada para la articulación de cadera en el movimiento de STS. Se desea una flexión de 15.7° en 0.36s a partir de la fase 2. La trayectoria continúa hasta que se extiende el muslo completamente 2 segundos después de iniciar el movimiento.....</i>	<i>172</i>
<i>Figura C - 4. Trayectoria deseada para la espinilla en el movimiento de STS. Se desea una flexión de 8.2° en 0.36s correspondiente a la fase 2 del movimiento. El tiempo restante hasta completar 2 segundos se utiliza para regresar a la posición anatómica.....</i>	<i>173</i>
<i>Figura C - 5. Torque en la articulación de cadera para la simulación de STS en 3 segundos.</i>	<i>175</i>

<i>Figura C - 6. Torque en la articulación de rodilla para la simulación de STS en 3 segundos</i>	<i>176</i>
<i>Figura C - 7. Torque en la articulación de tobillo para la simulación de STS en 3 segundos.....</i>	<i>176</i>
<i>Figura C - 8. Seguimiento de trayectoria para la posición angular del tronco y miembros superiores con respecto de la articulación de cadera. La línea continua representa la trayectoria deseada. La línea punteada representa la trayectoria seguida en la simulación.</i>	<i>177</i>
<i>Figura C - 9. Seguimiento de trayectoria para la articulación de cadera. La línea continua representa la trayectoria deseada. La línea punteada representa la trayectoria seguida en la simulación.</i>	<i>177</i>
<i>Figura C - 10. Seguimiento de trayectoria para la articulación de rodilla. La línea continua representa la trayectoria deseada. La línea azul representa la trayectoria seguida en la simulación.</i>	<i>177</i>

- **Figuras del anexo D**

<i>Figura D - 1. Motor marca Wingxine modelo ASME-03B.....</i>	<i>178</i>
<i>Figura D - 2. Dibujo a detalle del motor (unidades en milímetros).....</i>	<i>178</i>
<i>Figura D - 3. Descripción de la tarjeta controladora del motor Wingxine.....</i>	<i>179</i>
<i>Figura D - 4. Configuración de la tarjeta controladora del motor para modo de radiocontrol con ancho de pulso de 1 ms.....</i>	<i>179</i>
<i>Figura D - 5. Configuración de la tarjeta controladora del motor para modo de radiocontrol con ancho de pulso de 2 ms.....</i>	<i>180</i>
<i>Figura D - 6. Configuración de la tarjeta controladora del motor para modo potenciómetro o de entrada de voltaje.....</i>	<i>180</i>

- **Figuras del anexo E**

<i>Figura E - 1. Vistas y dimensiones generales del exoesqueleto. Unidades en mm.....</i>	<i>181</i>
<i>Figura E - 2. Vistas generales del exoesqueleto con usuario en modelo virtual.....</i>	<i>182</i>
<i>Figura E - 3. Dibujo a detalle del eslabón correspondiente a la cintura. Unidades en mm.</i>	<i>183</i>
<i>Figura E - 4. Dibujo a detalle del eslabón correspondiente al muslo en su segmento "hembra". Unidades en mm.</i>	<i>184</i>
<i>Figura E - 5. Dibujo a detalle del eslabón correspondiente al muslo en su segmento "macho". Unidades en mm.</i>	<i>185</i>
<i>Figura E - 6. Dibujo a detalle del eslabón correspondiente a la espinilla en su segmento "hembra". Unidades en mm.....</i>	<i>186</i>
<i>Figura E - 7. Dibujo a detalle del eslabón correspondiente a la espinilla en su segmento "macho". Unidades en mm.....</i>	<i>187</i>
<i>Figura E - 8. Dibujo a detalle del eslabón correspondiente al tobillo. Unidades en mm.</i>	<i>188</i>
<i>Figura E - 9. Dibujo a detalle del eslabón correspondiente a la plataforma del pie. Unidades en mm.</i>	<i>189</i>
<i>Figura E - 10. Dibujo a detalle de la hebilla que lleva las correas que sujetan al usuario en el eslabón de la cintura. Unidades en mm.</i>	<i>190</i>

<i>Figura E - 11. Dibujo a detalle de la hebilla que lleva las correas que sujetan al usuario en los eslabones de muslo y espinilla. Unidades en mm.</i>	191
<i>Figura E - 12. Dibujo a detalle de la montura del motor. Unidades en mm.</i>	192
<i>Figura E - 13. Dibujo a detalle de la montura del potenciómetro. Unidades en mm.</i>	193
<i>Figura E - 14. Dibujo a detalle del pasador para el acoplamiento del motor. Unidades en mm.</i>	194
<i>Figura E - 15. Dibujo a detalle del pasador para el acoplamiento del potenciómetro. Unidades en mm.</i>	195

- **Figuras del anexo F**

<i>Figura F - 1. Electromiógrafo Bagnoli: (1) Electrodo de superficie, (2) unidad amplificadora, (3) módulo de entrada, (4) cable de entrada, (5) Cable intermodular, (6) Fuente de alimentación. El cable intermodular no forma parte del modelo de electromiógrafo utilizado para este trabajo.</i>	196
<i>Figura F - 2. Electrodo diferencial de superficie para la captación de señales mioeléctricas. (a) Aspecto físico del electrodo. (b) La señal mioeléctrica superficial es el resultado de la diferencia de potencial entre V1 y V2 en la superficie de la piel.</i>	196
<i>Figura F - 3. Geometría del sensor mioeléctrico. Gráfico extraído de [113].</i>	197
<i>Figura F - 4. Módulo de entrada para la interconexión de los electrodos con la unidad amplificadora.</i>	197
<i>Figura F - 5. Cable de entrada. Su conexión se realiza entre el módulo de entrada y la unidad amplificadora.</i>	197
<i>Figura F - 6. Fuente de alimentación del electromiógrafo.</i>	198

- **Figuras del anexo L**

<i>Figura L - 1. Interfaz principal del programa de control del exoesqueleto. A la izquierda se presentan los bloques con información sobre la activación muscular y posiciones angulares en potenciómetro y motor. A la derecha se presenta el gráfico binario generado en tiempo real.</i>	222
<i>Figura L - 2. Diagrama de bloques dentro del bloque llamado "Exoesqueleto" en el programa principal. A la izquierda se encuentra el bloque que contiene el programa para la detección de la activación. A la derecha el bloque correspondiente al programa utilizado para enviar la señal de control al motor.</i>	224
<i>Figura L - 3. Diagrama de bloques para la detección de la activación muscular.</i>	225
<i>Figura L - 4. Etapa de acondicionamiento de la señal mioeléctrica bruta.</i>	226
<i>Figura L - 5. Diagrama de bloques del algoritmo FMA en el programa de control del exoesqueleto.</i>	226
<i>Figura L - 6. Bloques utilizados en el bloque sigmaBaseCHI para caracterizar la señal base en los primeros 2 segundos de adquisición.</i>	227
<i>Figura L - 7. Diagrama de bloques utilizado dentro de los bloques "Subsystem". Dentro de estos bloques se realiza la comparación de las desviaciones estándar de las ventanas de tiempo fija y móvil para evaluar la activación muscular de cada canal.</i>	227
<i>Figura L - 8. Diagrama de bloques para el acondicionamiento de la señal binaria en la detección de la activación muscular.</i>	228

Figura L - 9. Diagrama de bloques de la sección dedicada a conversión de la posición angular del potenciómetro a señal de control en el motor. 229

Figura L - 10. Diagrama de bloques para el cálculo de la velocidad angular del potenciómetro a partir de la técnica de diferencia finita. 230

Lista de tablas

- **Tablas del capítulo 2**

Tabla 2.1 Algunas señales bioeléctricas	13
Tabla 2.2. Músculos involucrados en los movimientos de flexión y extensión en la articulación de cadera.	29
Tabla 2.3. Músculos involucrados en los movimientos de flexión y extensión en la articulación de rodilla.	31
Tabla 2.4. Músculos involucrados en los movimientos de flexión y extensión en la articulación de tobillo.....	32
Tabla 2.5. Grupos de sensibilidad a la presión en el miembro inferior. Tomada de [37].	34
Tabla 2.6. Estimación de torque en articulaciones durante el movimiento de STS por diferentes autores.....	36
Tabla 2.7. Mediciones de peso y longitud como porcentajes del peso y la altura del cuerpo, respectivamente. Reproducida de [29].	40
Tabla 2.8. Resumen del estado del arte de exoesqueletos	54
Tabla 3.1. Especificaciones de diseño del exoesqueleto.	56
Tabla 3.2. Rangos de movimiento considerados en las articulaciones del exoesqueleto. Los valores de 0° son considerados a partir de la posición anatómica.	57
Tabla 3.3. Dimensiones de eslabones.....	58
Tabla 3.4. Propiedades elásticas del nylon 600D.	59
Tabla 3.5. Algunas propiedades mecánicas del aluminio 6061-T6.....	60
Tabla 3.6. Factores utilizados para determinar un factor de seguridad en materiales dúctiles. Reproducida de [87].....	60
Tabla 3.7. Perfiles calculados para el caso de la idealización de la pierna del exoesqueleto como una columna bajo una carga excéntrica y factor de seguridad con respecto del esfuerzo de fluencia del material.	64
Tabla 3.8. Cálculo de esfuerzo flexionante máximo para perfiles seleccionados y caso crítico de carga con el paciente en decúbito	65
Tabla 3.9. Coeficientes para barras rectangulares en torsión. Reproducida de [90].....	67
Tabla 3.10. Propiedades mecánicas de la clase métrica 4.8 de pernos de acero.	73
Tabla 3.11. Fases del movimiento STS considerados en la simulación con modelo virtual. Intervalos de tiempo y acciones en cada fase.	90
Tabla 3.12. Torque en articulaciones de miembros inferiores para una sola pierna al realizar el movimiento de STS a partir de los resultados de simulación.	91
Tabla 3.13. Dimensiones de rosca estándar 6-32.	94
Tabla 3.14. Detalle de masa en las piezas del ensamble del prototipo físico del exoesqueleto.	99
Tabla 3.15. Costo aproximado de materiales y fabricación del prototipo físico del exoesqueleto.	100

Tabla 3.16. Índices de MCIV para los sujetos de prueba en movimientos de flexión y extensión. La columna llamada "Canal" corresponde al canal seleccionado en el electromiógrafo para el registro de la señal en todas las pruebas realizadas. 109

Tabla 4.1 Arcos de movimiento y tiempos para las pruebas de adquisición de señales en los movimientos de flexión y extensión. 124

Tabla 4.2. Velocidades angulares promedio en las 4 pruebas realizadas en los dos sujetos de prueba para los movimientos de flexión y extensión a dos distintas velocidades. 125

- **Tablas del anexo B**

Tabla B - 1. Configuración de la malla para las simulaciones en los estudios paramétricos. 139

Tabla B - 2. Datos paramétricos para la barra plana escalonada con filetes sometida a compresión. 141

Tabla B - 3. Comparación entre el factor de concentración de esfuerzos obtenido por simulación contra el factor calculado a partir de la literatura para una barra plana escalonada con filetes sometida a compresión. 144

Tabla B - 4. Comparación entre el factor de concentración de esfuerzos obtenido por simulación contra el factor calculado a partir de la literatura para una barra plana escalonada con filetes sometida a flexión. 147

Tabla B - 5. Valores de constantes para distintas curvas en la estimación de factores de concentración de esfuerzos en un bloque cuadrado grueso hueco con agujeros circulares en la pared sometido a compresión. 156

Tabla B - 6. Valores de constantes para distintas curvas en la estimación de factores de concentración de esfuerzos en un bloque cuadrado grueso hueco con agujeros circulares en la pared sometido a flexión. 158

Tabla B - 7. Valores de constantes para la estimación del factor de concentración de esfuerzos en una barra de sección transversal circular con orificio transversal sometida a flexión desde una vista frontal. 161

Tabla B - 8. Valores de constantes para la estimación del factor de concentración de esfuerzos en una barra de sección transversal circular con orificio transversal sometida a flexión desde una vista lateral. 163

Tabla B - 9. Valores de constantes para la estimación del factor de concentración de esfuerzos en una barra de sección transversal cuadrangular escalonada a barra circular sometida a compresión. 165

Tabla B - 10. Valores de constantes para la estimación del factor de concentración de esfuerzos en una barra de sección transversal cuadrangular escalonada a barra circular sometida a flexión. 167

- **Tablas del anexo F**

Tabla F - 1. Características mecánicas y eléctricas del electromiógrafo DELSYS Bagnoli-8 198

Tabla F - 2. Características de los electrodos de superficie del electromiógrafo DELSYS Bagnoli-8 199

- **Tablas del anexo G**

Tabla G - 1. Especificaciones de la tarjeta de adquisición de datos National Instruments PCI-6034E. 200

- **Tablas del anexo L**

Tabla L - 1. Voltajes de control límite para el rango de movimiento del motor. 230

Capítulo 1

Introducción

Cuando el ser humano padece una enfermedad o sufre un incidente que limita su capacidad motriz, la rehabilitación física toma un papel importante. Una disminución en la capacidad motriz, específicamente en miembros inferiores, puede afectar distintos procesos fisiológicos como la circulación y la digestión, además de afectaciones al tono muscular o incluso una caída anímica en la persona que padece esta condición.

En México, cerca del 5% de la población total del país (alrededor de 5 739 270 personas) tiene algún tipo de discapacidad, y más de la mitad tienen algún tipo de discapacidad para caminar o moverse debido a dificultades de movimiento o pérdida de miembros [1, 2].

El exoesqueleto desarrollado en este trabajo está enfocado a la asistencia en la rehabilitación física de miembros inferiores para pacientes (adultos y adultos mayores de la población mexicana) que han sufrido parálisis o debilitamiento en una mitad de su cuerpo (condición conocida como hemiplejía o hemiparesia, respectivamente).

El uso de exoesqueletos enfocados a rehabilitación y tareas de asistencia para personas discapacitadas o adultos mayores ha aumentado en los últimos años. La interacción cognitiva entre el ser humano y el sistema robótico permite una retroalimentación desde el dispositivo hacia el usuario acerca de la forma en que se transmiten fuerzas desde la estructura mecánica.

A lo largo de este trabajo se abordan las consideraciones y los análisis desarrollados para el diseño de la estructura mecánica de un exoesqueleto enfocado a la rehabilitación de extremidades inferiores para pacientes de hemiplejía izquierda o derecha. El objetivo de este exoesqueleto es asistir en la recuperación de la movilidad en la articulación de cadera en los movimientos de flexión y extensión. El usuario del exoesqueleto tiene control sobre los movimientos de asistencia a partir de las señales mioeléctricas adquiridas en músculos seleccionados de sus miembros inferiores.

1.1 Objetivos

1.1.1 Objetivo General

Diseñar y construir un exoesqueleto orientado a la rehabilitación de la articulación de cadera en terapia asistida de pacientes que han sufrido de hemiplejía, actuado por dispositivos electromecánicos controlados por señales mioeléctricas de la pierna sana.

1.1.2 Objetivos Específicos

- Desarrollar un análisis mecánico de la estructura del exoesqueleto para asegurar su resistencia bajo cargas propuestas.
- Diseñar y construir un exoesqueleto adaptable a las dimensiones antropométricas de los principales pacientes potenciales de acuerdo a su edad y posible padecimiento.
- Diseñar y construir un exoesqueleto con diseño universal izquierda/derecha.
- Desarrollar un algoritmo para la captación de señales mioeléctricas y su procesamiento como señales de control en el actuador acoplado al exoesqueleto con cada paciente.

1.2 Justificación

La terapia física a partir de dispositivos biónicos y robóticos ha demostrado resultados positivos en pacientes con dificultades motrices. La rehabilitación física utilizando dispositivos de este tipo es de utilidad para que el paciente pueda recuperar fuerza y coordinación, así como una reducción en la espasticidad (alteración en la relajación de los músculos) y mejora en la propiocepción (sensación de la posición relativa entre las partes del cuerpo).

Los exoesqueletos existentes destinados a tareas de rehabilitación se han centrado en su mayoría en la mejora del ciclo de marcha del paciente, sin embargo, en ocasiones no consideran el uso en pacientes que se encuentran en etapas de la rehabilitación anteriores al ciclo de marcha. El diseño mecánico del exoesqueleto a desarrollar en este trabajo busca tener la capacidad de llevar los movimientos del paciente a lo largo del plano sagital desde que se encuentre en fisioterapia en decúbito, hasta sedestación y finalmente bipedestación. Durante una sesión de terapia física, el exoesqueleto toma el rol del terapeuta en terapia activa y pasiva.

En el ámbito del diseño mecánico, se propone un diseño de exoesqueleto dimensionado a partir de un análisis de la resistencia de los eslabones en la estructura, apoyado en consideraciones clásicas del diseño mecánico y observaciones especiales en los concentradores de esfuerzos a lo largo de las distintas secciones transversales. Es necesario proponer las distintas consideraciones a tener en cuenta cuando se desarrolla un exoesqueleto enfocado a la rehabilitación y la forma en que es posible abordar los desafíos que presenta la biomecánica de los miembros inferiores del cuerpo humano.

El exoesqueleto propuesto en este trabajo busca ser compatible con la cinemática del cuerpo humano sin que el movimiento del sistema mecánico interfiera con los miembros inferiores del usuario. La estructura permite adaptar la longitud de los eslabones correspondientes a muslo y espinilla para el percentil 95 de la población de acuerdo a información antropométrica recopilada para la población mexicana. Se propone un diseño de exoesqueleto con una geometría que permita un movimiento libre de los miembros inferiores del usuario en todo el arco de movimiento natural en el plano sagital. La estructura cuenta con un bloqueo mecánico como medida de seguridad para evitar que la estructura lleve al usuario a posiciones que puedan comprometer su integridad física. Además, se buscó obtener una estructura resistente, de bajo peso y tamaño reducido para permitir al usuario desarrollar la terapia física sin obstrucciones por parte de la estructura.

El uso de un esquema de control basado en señales mioeléctricas ofrece al usuario un control basado en la intención de su movimiento. El usuario tiene total control sobre el movimiento del exoesqueleto. Las señales mioeléctricas son detectadas desde la superficie de la piel sin la necesidad de recurrir a técnicas invasivas. El uso de señales mioeléctricas sobre dispositivos de rehabilitación física ha demostrado ser un factor de motivación para pacientes, lo que se ve reflejado en mejores resultados durante la rehabilitación. A partir de trabajos previos con señales mioeléctricas para el control de dispositivos de rehabilitación, la caracterización de este tipo de señales a partir de parámetros estadísticos presenta la ventaja de ser de rápido procesamiento.

1.3 Limitaciones

Las limitaciones de este trabajo se enlistan a continuación:

- *Sujetos de prueba*: los datos registrados para la caracterización de señales mioeléctricas en los músculos seleccionados y las pruebas con el prototipo físico se realizaron en personas libres de parálisis o debilitamiento en miembros inferiores.
- *Articulaciones actuadas*: el trabajo ha sido acotado de forma tal que el prototipo físico solo cuenta con un actuador en la articulación correspondiente a la cadera.
- *Velocidad angular*: la articulación de cadera actuada tiene una velocidad angular máxima de 120°/s de acuerdo con recomendaciones generales de la fisioterapia para arcos de movimiento en miembros inferiores.

1.4 Alcances

De este trabajo de investigación se espera cumplir con los siguientes aspectos:

- *Ejercicios*: el diseño de este exoesqueleto no contempla que el paciente realice el ciclo de marcha mientras utiliza la estructura. Los movimientos considerados en el diseño son exclusivamente para flexión/extensión de la articulación de cadera en movimientos

iguales para ambos lados en posiciones de decúbito, sedestación y bipedestación en una posición fija, y preferentemente con apoyo de barras paralelas o muletas cuando el ejercicio lo requiera.

- *Grados de libertad*: se consideran únicamente movimientos a lo largo del plano sagital. Esto corresponde a movimientos de flexión y extensión en las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo. La estructura cuenta con un grado de libertad para cada articulación en cada pierna; es decir, tres grados de libertad por cada pierna.
- *Control*: el exoesqueleto es manipulado a voluntad del usuario a partir de un clasificador de señales mioeléctricas basado en parámetros de amplitud de la señal y sus características estadísticas en el dominio del tiempo. Las señales mioeléctricas del usuario son registradas desde músculos seleccionados en los miembros inferiores.

1.5 Aportación de la tesis

Las principales aportaciones que ofrece este trabajo se pueden englobar en dos aspectos principales:

- El diseño mecánico propuesto de la estructura del exoesqueleto que soporta al paciente durante la terapia física bajo posibles escenarios de carga identificados.
- El clasificador de señales mioeléctricas para dos músculos observados a la vez y los beneficios que ofrece el uso de este tipo de señales como señales de control para dispositivos mecánicos en la rehabilitación física.

El diseño de la estructura del exoesqueleto requiere distintas consideraciones biomecánicas como la definición de rangos de movimiento, longitud de eslabones, cumplimiento de la cinemática de miembros inferiores, estimación de torque para el actuador en base al modelado de miembros inferiores como un sistema mecánico y la resistencia de los eslabones en la estructura con un factor de seguridad definido; así como consideraciones para obtener un prototipo de bajo peso y bajo costo. El conjunto de tales consideraciones y análisis permite proponer una geometría acorde a las necesidades planteadas.

El clasificador de señales mioeléctricas para el control del exoesqueleto basa su funcionamiento en un algoritmo propuesto en el estado del arte y propone consideraciones adicionales cuando la adquisición de señales mioeléctricas se realiza en dos músculos a la vez.

1.6 Organización de la tesis

Esta tesis se ha organizado a lo largo de 6 capítulos descritos brevemente en esta sección.

El capítulo 2 describe antecedentes relacionados con el estado del arte de la rehabilitación física en la hemiplejía (definición y tipos de rehabilitación, hemiplejía, ejercicios propuestos

para el uso del exoesqueleto desarrollado en este trabajo), las señales mioeléctricas y su procesamiento (desarrollo histórico, modelado de la señal y consideraciones para el procesamiento), consideraciones de la biomecánica para miembros inferiores (planos anatómicos, anatomía de los miembros inferiores, torques en articulaciones) y el desarrollo histórico de exoesqueletos.

En el capítulo 3 se presenta la metodología seguida durante el desarrollo de este proyecto en dos secciones principales: diseño mecánico del exoesqueleto y análisis de señales mioeléctricas. La primera sección presenta aspectos relacionados con el diseño de la estructura del exoesqueleto a partir de condiciones establecidas por los ejercicios propuestos y la cinemática de miembros inferiores con el objetivo de identificar posibles escenarios de carga para el análisis y dimensionamiento de la estructura. Se presenta también el motor y accesorios utilizados a partir de estimaciones de los torques en las articulaciones de miembros inferiores. Finalmente se presenta evidencia sobre la construcción del prototipo físico. La segunda sección de este capítulo muestra temas relacionados con el análisis de las señales mioeléctricas como señales de control. Se describen los equipos y los algoritmos utilizados para el procesamiento de la señal y su función en el programa de control en conjunto con otros instrumentos.

En el capítulo 4 se describen las pruebas y los resultados obtenidos durante la caracterización de la señal mioeléctrica. También se presentan las pruebas realizadas en sujetos de prueba utilizando el prototipo físico (desarrollado en la primera sección del capítulo 3) y el programa de control del exoesqueleto en tiempo real (desarrollado en la segunda sección del capítulo 3).

El capítulo 5 presenta las conclusiones obtenidas a lo largo de las distintas etapas en el desarrollo de este trabajo y se describe un panorama para el desarrollo de posibles trabajos futuros con base en los resultados obtenidos.

Finalmente se presenta un apartado de anexos donde se describen a detalle aspectos como los códigos de programación utilizados para la caracterización de la señal mioeléctrica, información detallada de las tarjetas de adquisición de datos y el equipo utilizado para el registro de la señal mioeléctrica, dibujos a detalle de los eslabones que componen la estructura, información adicional sobre simulaciones realizadas y gráficos obtenidos durante el desarrollo de pruebas.



Capítulo 2

Marco teórico

2.1 Conceptos generales

2.1.1 Rehabilitación, fisioterapia y cinesiterapia

La Real Academia Española define el concepto de rehabilitación como el conjunto de métodos que tienen como finalidad la recuperación de una actividad o función perdida o disminuida por traumatismo o enfermedad. El concepto de rehabilitación aparece en Estados Unidos después de la primera guerra mundial debido a que los mutilados por la guerra requerían ejercicios físicos de rehabilitación como consecuencia del uso de prótesis.

La terapia física o fisioterapia se define como el conjunto de procedimientos que tienen como objetivo la rehabilitación de una parte del cuerpo y tratar desordenes que dificultan el movimiento natural de un paciente; se hace hincapié en la atención preventiva. Los terapeutas físicos trabajan en el tratamiento de pacientes con dificultad para desarrollar tareas físicas del día a día (movimientos funcionales). La fisioterapia actúa a través de agentes físicos (calor, frío, agua, electricidad) y mecánicos (movimiento humano, masaje, ejercicio terapéutico) para mejorar la función músculo-esquelética del cuerpo [3]. La terapia física y la cinesiterapia son campos similares, ambos están relacionados con el tratamiento de pacientes que han sufrido lesiones físicas o enfermedades.

El término cinesiterapia procede de las raíces griegas *kinesis* que significa “movimiento”, y *therapeia* que significa “terapia”. La cinesiterapia es uno de los medios a través de los cuales actúa la fisioterapia, es la terapia que busca mejorar la condición física (resistencia, movilidad y fuerza) del paciente a través de técnicas centradas en el movimiento [4]. Dentro de la cinesiterapia, existen tres principales opciones terapéuticas de acuerdo a la forma en que se realicen los movimientos durante la terapia [5]:

-
- *Cinesiterapia activa*

En la sesión de terapia, el paciente realiza todo el esfuerzo durante los ejercicios sin la intervención de personal o dispositivos especializados. Con este tipo de terapia se busca aumentar la fuerza muscular y activar el metabolismo del paciente.

- *Cinesiterapia pasiva*

El movimiento terapéutico se realiza sin que el paciente intervenga, éste se provoca desde el terapeuta o a través de dispositivos de movimiento pasivo continuo. El objetivo de este tipo de terapia es mantener los rangos de movimiento de las extremidades y evitar la rigidez muscular.

- *Cinesiterapia asistida*

Durante la terapia se presenta una combinación entre movimientos realizados por el terapeuta o dispositivos externos y los movimientos producto del esfuerzo propio del paciente. En ocasiones, esta clasificación se subdivide en cinesiterapia activa asistida y cinesiterapia activa resistida. La primera se presenta cuando existe una reducción en la fuerza muscular, por ejemplo, donde un paciente no es capaz de realizar un ejercicio que requiera movimientos en contra de la gravedad. En la segunda, el paciente intenta vencer una fuerza (aplicada por el terapeuta o por dispositivos externos) que se opone a su movimiento con el objetivo de aumentar la resistencia y la potencia muscular.

2.1.2 Prótesis, órtesis y exoesqueleto

Los dispositivos de rehabilitación se han dividido de acuerdo a la función que desarrollan en cooperación con el usuario. Las dos grandes divisiones en este tipo de dispositivos son:

- *Prótesis*: Extensión artificial que reemplaza una parte del cuerpo que no existe debido a una amputación o malformación. Suele sustituir la función de un miembro que falta. En ocasiones, las prótesis cumplen también funciones estéticas.
- *Órtesis*: Estructura mecánica que se aplica en la extremidad humana con el propósito de restaurar funciones perdidas o debilitadas hasta sus niveles naturales.

La principal diferencia de estas ayudas radica en que las prótesis sustituyen una parte del cuerpo mientras que las órtesis la apoyan o complementan, pero no la sustituyen [6, 7].

Dentro del contexto de la rehabilitación, un exoesqueleto se define como un dispositivo mecánico activo de naturaleza antropomórfica que es llevado por un operador donde la estructura ajusta estrechamente con su cuerpo. El término “exoesqueleto” también es utilizado para describir algunas órtesis orientadas a la asistencia cuando cubren la mayor parte de los miembros inferiores o superiores. Un exoesqueleto puede ser visto como una tecnología que extiende, complementa, sustituye o mejora la función y capacidad humana. Una posible clasificación toma en cuenta la función que desenvuelve en cooperación con el usuario. Dentro

de un grupo de sistemas robóticos llamados *robots usables* [8], los exoesqueletos se pueden catalogar principalmente en:

- *Exoesqueletos robóticos extensores*: Aumentan la fuerza del usuario más allá de su habilidad natural mientras este mantiene el control. Los primeros exoesqueletos desarrollados fueron analizados para este tipo de aplicaciones.
- *Robots ortopédicos*: Sistemas cuya función es restaurar la pérdida o debilitamiento de funciones. La función del exoesqueleto en este caso es complementar la habilidad de la extremidad para restaurar la función discapacitada.

Ésta y otras clasificaciones en las que han sido definidos los exoesqueletos se presentan en el diagrama de la Figura 2.1.

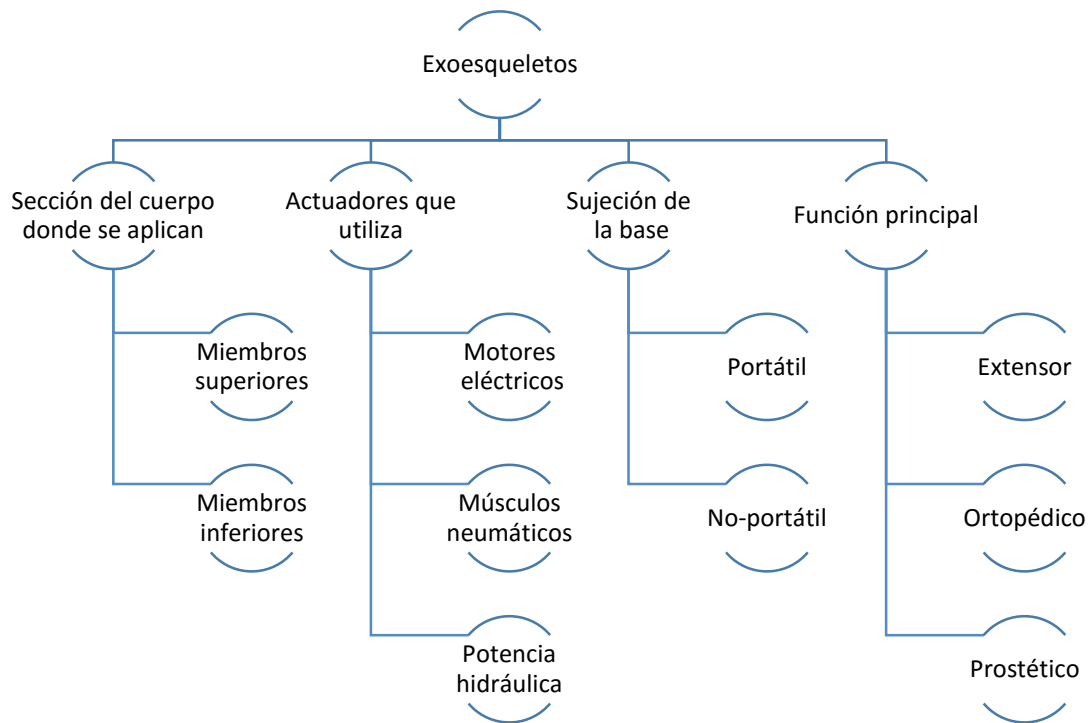


Figura 2.1. Clasificaciones para exoesqueletos.

2.1.3 Cinesiterapia para la hemiplejía

El exoesqueleto desarrollado en este trabajo está enfocado en la rehabilitación de extremidades inferiores de pacientes que han sufrido hemiplejía, es decir, parálisis en la mitad izquierda o derecha del cuerpo. Cuando el paciente ha sufrido cierto grado de debilitamiento en una mitad del cuerpo, el padecimiento es llamado hemiparesia. Algunas de las causas de la hemiplejía están asociadas principalmente a accidentes cerebro vasculares [9], esclerosis múltiple [10] o lesiones en la médula espinal y piernas.

La terapia física para un paciente hemipléjico abarca desde ejercicios mientras el paciente sigue en cama en posición de decúbito, hacia la posición sedente y por último la bipedestación, un paso antes de la rehabilitación de la marcha. En esta sección se presentan algunas posiciones y ejercicios utilizados en la cinesiterapia dedicada a tratar la hemiplejia y que pueden ser realizados por el exoesqueleto desarrollado en este trabajo.

Es importante que la rehabilitación física inicie lo más pronto posible después de la aparición de la parálisis para evitar la rigidez muscular. Algunos autores recomiendan que esto suceda preferentemente dentro de las primeras 24 a 48 horas a partir de la aparición de la parálisis. El progreso de un paciente inicia desde lograr posiciones sentado (sedestación) hasta ponerse de pie (bipedestación) y recuperar la capacidad de soportar su propio peso con o sin asistencia [11, 12]. Los rangos de movimiento de cada articulación deben ejercitarse en el mayor arco posible. La participación del paciente es importante aunque éste tenga únicamente la capacidad de pensar el movimiento que ejecuta. Esto resulta benéfico para la propioceptividad del paciente [13].

A continuación se describen algunos ejercicios recomendados para las articulaciones de miembros inferiores dentro de una terapia física enfocada a hemiplejia/hemiparesia en movimientos de flexión y extensión con principal interés en la articulación de cadera para el uso del exoesqueleto desarrollado en este trabajo.

2.1.3.1 Paciente en decúbito

Las posiciones de decúbito se presentan cuando el paciente se encuentra recostado sobre la cama. Con el paciente en posición de decúbito dorsal (recostado boca arriba), se ejecuta el ejercicio de “puente”, como se muestra en la Figura 2.2. El paciente apoya los pies sobre la superficie plana y flexiona sus rodillas. Cuidando que la pierna afectada no caiga, debe elevar las caderas lo máximo posible. Este ejercicio permite una movilización activa de ambos miembros inferiores, se estiran las caderas, se contraen los aductores de la pierna, se estimula la propioceptividad y el equilibrio necesario para la sedestación y bipedestación del paciente [14].

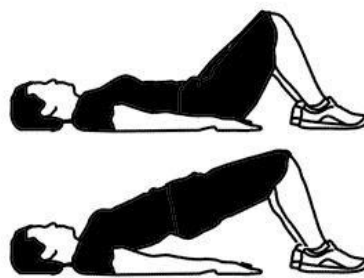


Figura 2.2. Posición de "puente".

La Figura 2.3 presenta otro ejercicio para flexión y extensión en decúbito supino. Se extiende la pierna a ejercitar y la pierna opuesta se flexiona colocando la planta del pie como soporte. El ejercicio consiste en subir la pierna alrededor de 30 cm sin flexionar la rodilla, mantener por un par de segundos y regresar a la posición inicial de forma lenta [15]. Una variación de este

ejercicio se muestra en la Figura 2.4. Se colocan las piernas extendidas y sin despegar una pierna del suelo, se flexiona la pierna opuesta sobre el pecho.

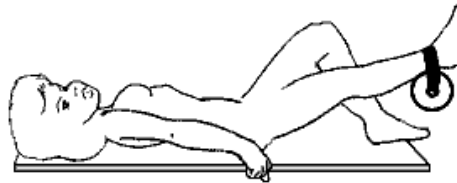


Figura 2.3. Ejercicio en decúbito supino para el fortalecimiento de los músculos flexores de cadera.



Figura 2.4. Ejercicio en decúbito supino para flexión de la cadera.

Para trabajar la cadera en extensión, en [15] se recomienda una posición como la mostrada en la Figura 2.5. Los pies deben quedar fuera del borde de la superficie de manera que el tobillo se mantenga en el aire. El ejercicio consiste en subir la pierna completamente estirada sin arquear la espalda durante todo el arco de movimiento permitido por la articulación de cadera. El paciente debe mantener la posición por un par de segundos y posteriormente regresar hasta la posición inicial.



Figura 2.5. Ejercicio en decúbito prono para el fortalecimiento de músculos extensores de cadera.

2.1.3.2 Paciente en sedestación

Una vez que el paciente recupera suficiente sentido del equilibrio, se debe colocar en posición sedente. Por lo regular, la sedestación se realiza inicialmente al borde de una superficie con los pies apoyados en una superficie plana. Los brazos se apoyan hacia atrás y hacia los lados para cuidar el equilibrio. Se debe prestar especial atención al brazo afectado con el fin de evitar la flexión del codo, lo que traería como consecuencia la caída del paciente [14]. Para las extremidades inferiores en posición de sedestación, los ejercicios recomendados en [16] recomiendan la elevación y extensión de ambas rodillas a la vez.

Es posible trabajar la flexión de la articulación de cadera a partir de una posición en sedestación como la mostrada en la Figura 2.6. En sedestación se adopta una altura tal que los pies no lleguen al suelo con las espinillas formando un ángulo de 90° con respecto de los muslos. El ejercicio consiste en subir el pie aproximadamente 20 cm manteniendo la rodilla flexionada

90°. El paciente debe mantener la posición durante un par de segundos y posteriormente regresar lentamente hasta la posición inicial [15].



Figura 2.6. Cinesiterapia en posición de sedestación para flexión de cadera.

En [17] se recomienda una variante de ejercicios en sedestación cuando el paciente ha alcanzado un mayor grado de recuperación. Se trata de una “prensa para piernas” como la mostrada en la Figura 2.7. Una máquina de este tipo requiere menor control por parte del paciente para balancear la resistencia comparado con un ejercicio de sentadilla. Este tipo de máquinas son utilizadas para la recuperación de resistencia en los músculos cuádriceps en el muslo.

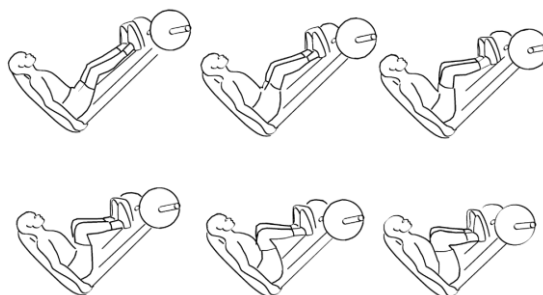


Figura 2.7. Técnica de presión en las piernas para rehabilitación.

2.1.3.3 Paciente en bipedestación

Una vez que el paciente recupera el equilibrio en la posición de sedestación este es capaz de ejecutar ejercicios en posición de bipedestación con el apoyo de muletas o barras paralelas. Es importante el uso de calzado para ayudar a la estabilidad de la articulación de tobillo [14]. Cuando el paciente logra la bipedestación con ayuda de apoyos es posible ejecutar ejercicios como sentadillas con apoyos (Figura 2.8), cuidando que la rodilla afectada no caiga hacia fuera [18].



Figura 2.8. Ejercicios en bipedestación: Sentadillas con apoyos.

2.1.4 Señales mioeléctricas

Esta sección presenta conceptos de la señal mioeléctrica como su origen fisiológico, consideraciones para su procesamiento y su aproximación a un modelo matemático.

2.1.4.1 Electromiografía

El cuerpo humano emite diversas señales eléctricas en distintos órganos de su sistema. Las señales producidas por los órganos son llamadas señales bioeléctricas o bioseñales. Por lo general estas señales son utilizadas para estudiar los distintos sistemas que conforman al cuerpo humano. Cada señal se diferencia de otra principalmente por características como la frecuencia y la amplitud. Las señales bioeléctricas han sido nombradas de acuerdo al órgano que las produce, tal como se muestra en la Tabla 2.1.

Tabla 2.1 Algunas señales bioeléctricas

Órgano	Nombre de la señal
Corazón	<i>Electrocardiográfica</i>
Cerebro	<i>Electroencefalográfica</i>
Estómago	<i>Electrogastográfica</i>
Fibras de los músculos	<i>Electromiográfica</i>
Músculos del ojo	<i>Electrooculográfica</i>
Actividad de la retina	<i>Electroretinográfica</i>

Las señales mioeléctricas son generadas por la contracción de los músculos del cuerpo donde se genera un intercambio de iones a través de las membranas musculares. Para estimular una fibra muscular hasta su contracción (acción de inervar), una señal eléctrica del sistema nervioso central debe alcanzar primero una neurona motora alfa. Estas neuronas son parte del sistema nervioso central y se encuentran en la médula espinal. Son responsables de iniciar directamente las contracciones musculares. Una neurona motora alfa y las fibras musculares que ésta inerva componen una unidad motora, como se muestra en la Figura 2.9.

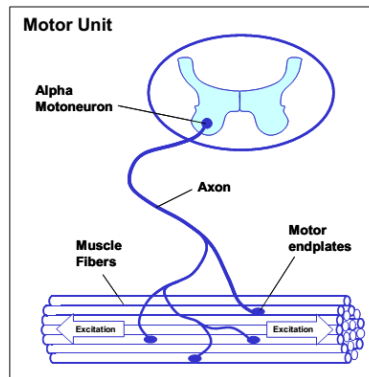


Figura 2.9. Unidad motora [19].

Mientras la señal de contracción del músculo se extiende desde la neurona motora alfa a lo largo de la fibra muscular, se da lugar a una serie de procesos electrofisiológicos y electroquímicos. Esto produce un evento llamado potencial de acción, que se presenta como una despolarización y repolarización eléctrica que se puede medir [19, 20]. Las señales mioeléctricas tienen cargas típicas desde unos cuantos microVolts (μV) hasta 2 o 3 miliVolts (mV).

El método dedicado a la medición de los impulsos eléctricos generados durante la contracción del músculo se conoce como *electromiografía*. De acuerdo a la clasificación propuesta en [19], entre los principales usos de la electromiografía se encuentran:

- Estudios fisiológicos y biomecánicos
- Fisioterapia y rehabilitación
- Entrenamiento deportivo
- Interacciones del cuerpo humano a condiciones de trabajo.

La electromiografía de superficie observa las señales de los potenciales de acción de un número de fibras musculares inervadas que se encuentran dentro del área de recolección de señales de los electrodos. La intensidad de la contracción se controla en función de la frecuencia con la que el impulso nervioso inerva las fibras musculares. Cada potencial de acción genera cierta cantidad de energía en la señal mioeléctrica. Entonces, mientras los potenciales de acción llegan más frecuentemente, el músculo se contrae con mayor intensidad y el nivel de la señal mioeléctrica crece.

2.1.4.2 Modelado de la señal mioeléctrica

Algunos autores han estudiado distintos modelos para identificar la actividad de la señal mioeléctrica de superficie a partir de la estadística de los valores de amplitud de la señal [21, 22, 23].

El trabajo reportado por [21, 24, 25] presenta una comparación de registros experimentales de señal mioeléctrica con la media cuadrática (RMS, *root mean square*) para una distribución Gaussiana y con el valor medio absoluto (MAV, *mean absolute value*) para una distribución Laplaciana. Los registros experimentales de la amplitud de la señal mioeléctrica ajustaron entre

el modelo Gaussiano y el Laplaciano, con un mejor ajuste en promedio para el modelo Gaussiano. Los autores concluyeron que con la función de probabilidad Gaussiana y el RMS de la amplitud se obtiene un mejor modelado para altos niveles de contracción, mientras que una distribución Laplaciana y el MAV de la amplitud ajusta mejor para bajas contracciones y músculos fatigados.

Para el análisis de señales mioeléctricas desarrollado en este trabajo, se considera modelar la señal mioeléctrica de superficie como un proceso Gaussiano de valor medio cero afectado por ruido blanco Gaussiano [26]. La afectación por ruido blanco se refiere a las variaciones en la amplitud de la señal cuando el músculo se encuentra en un estado de actividad (o reposo) constante [24]. La suposición de valor medio cero ha sido justificada a partir de observaciones experimentales [21].

2.1.4.3 Procesamiento de señales mioeléctricas

- *Señal mioeléctrica bruta*

Una señal no filtrada ni procesada se conoce como señal mioeléctrica en bruto. En la Figura 2.10, se muestra el tiempo en el eje X y la amplitud dada en μV para el eje Y . Cuando el sujeto contrae el músculo, el número y amplitud de las líneas incrementa, cuando el músculo se relaja estos decremantan hasta una línea base.

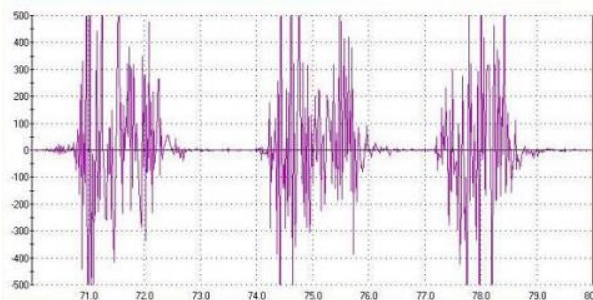


Figura 2.10. Tres contracciones en un registro de señal mioeléctrica en bruto. Tomada de [20].

Un músculo relajado muestra poca actividad en la amplitud de su señal debido a la falta de despolarización y potencial de acción. Este tipo de señales tienen picos en forma aleatoria debido a la naturaleza cambiante de las unidades motoras y la localización de los electrodos destinados a la medición de la señal. Los contenidos no reproducibles de la señal pueden ser minimizados aplicando algoritmos de rectificado.

- *Tipos de electrodos*

Existen dos tipos de sensores para el registro de las señales mioeléctricas: los electrodos de superficie y los electrodos de aguja o alambre fino. La selección de un tipo de electrodo depende en gran medida de la condición y el tipo de investigación.

Los electrodos de superficie son utilizados en la mayor parte de los estudios cinesiológicos debido a su característica no-invasiva. Esta característica permite ofrecer un fácil manejo, aunque la principal limitación radica en la capacidad de detectar únicamente músculos de superficie. Los electrodos de aguja son utilizados cuando es necesario estudiar músculos cubiertos por músculos superficiales o huesos. De forma esquemática, la Figura 2.11 muestra ambos tipos de electrodos utilizados para el registro de señales mioeléctricas.

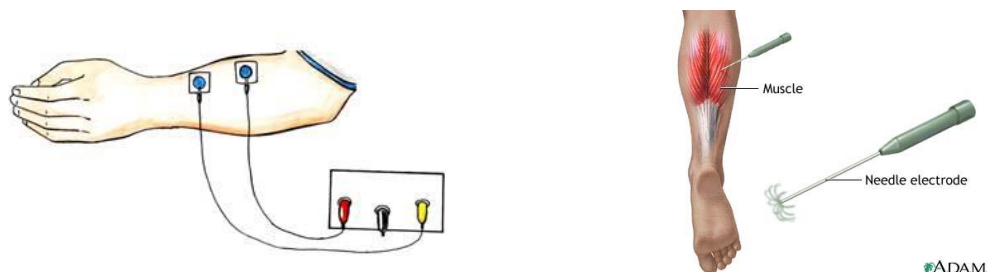


Figura 2.11. Electrodos de superficie (izquierda) y de aguja (derecha).

Durante el estudio de este tipo de señales es necesario el uso de un electrodo de referencia. Típicamente se selecciona un área cercana que no es afectada por la actividad mioeléctrica registrada: articulaciones, área ósea, hueso de la tibia, etc.

A partir de esta sección del documento, el uso del término “electrodo” está asociado principalmente a electrodos de superficie.

- *Factores que influyen en la señal*

La señal mioeléctrica puede ser influenciada por diversos factores externos que alteran sus características en el camino que recorre desde la membrana muscular hasta los electrodos. En [19], se han agrupado en cuatro factores:

- a) Características del tejido.*

A pesar de que el cuerpo humano es un buen conductor, características como el espesor de la piel, temperatura, cambios fisiológicos, etc., pueden hacer variar la conductividad eléctrica de la piel. Estas condiciones pueden variar considerablemente de un sujeto a otro e incluso dentro de un mismo sujeto.

Usualmente, la preparación de la piel previa a la colocación de los electrodos puede mejorar la calidad de una medición de actividad mioeléctrica. La principal estrategia para la preparación de la piel es la remoción de la vellosidad (para mejorar la adhesión de los electrodos, especialmente bajo condiciones de humedad, piel sudorosa o condiciones de movimientos rápidos) y la limpieza de la piel con una gasa y alcohol cuando se trata de pruebas en condiciones ligeras (de lo contrario, se pueden utilizar pastas con abrasivos que remueven células de piel muerta y limpian suciedad y sudor de la piel). Estas recomendaciones proporcionan un contacto estable del electrodo y una baja impedancia en la piel. Cualquiera que sea el método de

preparación de la piel y la técnica para la aplicación del electrodo, cuando se hace correctamente, la piel recibe un color rojo suave. Esto indica una condición de buena impedancia en la piel.

b) Interferencias por músculos vecinos (Crosstalk)

Los músculos vecinos a un músculo que está siendo analizado pueden producir una cantidad significativa de actividad mioeléctrica que puede ser detectada por los electrodos. La colocación de los electrodos en sitios con mayor tono muscular puede ayudar a disminuir este tipo de interferencia.

c) Ruido externo

Se debe tener especial cuidado en ambientes eléctricamente “ruidosos”. La interferencia más común en estas situaciones es el “zumbido” de energía producido por dispositivos externos con una incorrecta conexión a tierra.

d) Electrodo y amplificadores

La calidad de los electrodos y el ruido interno del amplificador pueden generar interferencias en la señal base. Los amplificadores tienen la habilidad de rechazar o eliminar artefactos en la señal.

- *Velocidad de muestreo Análogo-Digital*

Para poder "traducir" acertadamente el espectro completo de la frecuencia de una señal, la tasa de muestreo a la cual la tarjeta A-D (Analógico-Digital) determina el voltaje de la señal de entrada debe ser cuando menos tan alta como la máxima frecuencia esperada por la señal. El muestreo de una señal a una frecuencia muy baja resulta en un efecto *aliasing*, como se observa en la Figura 2.12. Para las señales electromiográficas casi toda la energía de la señal está localizada entre 10 y 250 Hz, y las recomendaciones científicas [27] requieren una configuración de 10 a 500 Hz. Esto puede resultar en una frecuencia de muestreo de cuando menos 1000Hz (el doble que el valor máximo de la frecuencia en la señal) para evitar pérdidas en la señal.

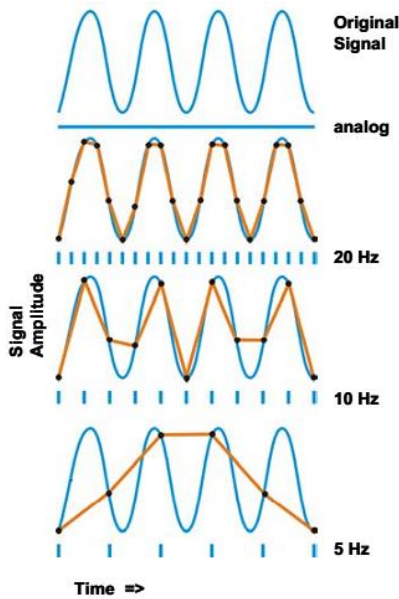


Figura 2.12. Efecto aliasing: Las bajas frecuencias en el muestreo de análogo a digital resultan en una pérdida significativa de información. Tomada de [20].

- *Puntos de referencia anatómicos*

Las recomendaciones para la colocación de electrodos se plantean a partir de un sistema de puntos de referencia anatómicos que pueden ser palpados fácilmente para tener una clara localización de la posición recomendada para un electrodo. De la Figura 2.13 a la Figura 2.15 se muestran mapas con músculos seleccionados para estudios cinesiológicos y la localización recomendada por [20] para electrodos de superficie. En las imágenes, los dos puntos sobre la superficie de los músculos indican la orientación de las terminales del electrodo en relación con la dirección de las fibras musculares.

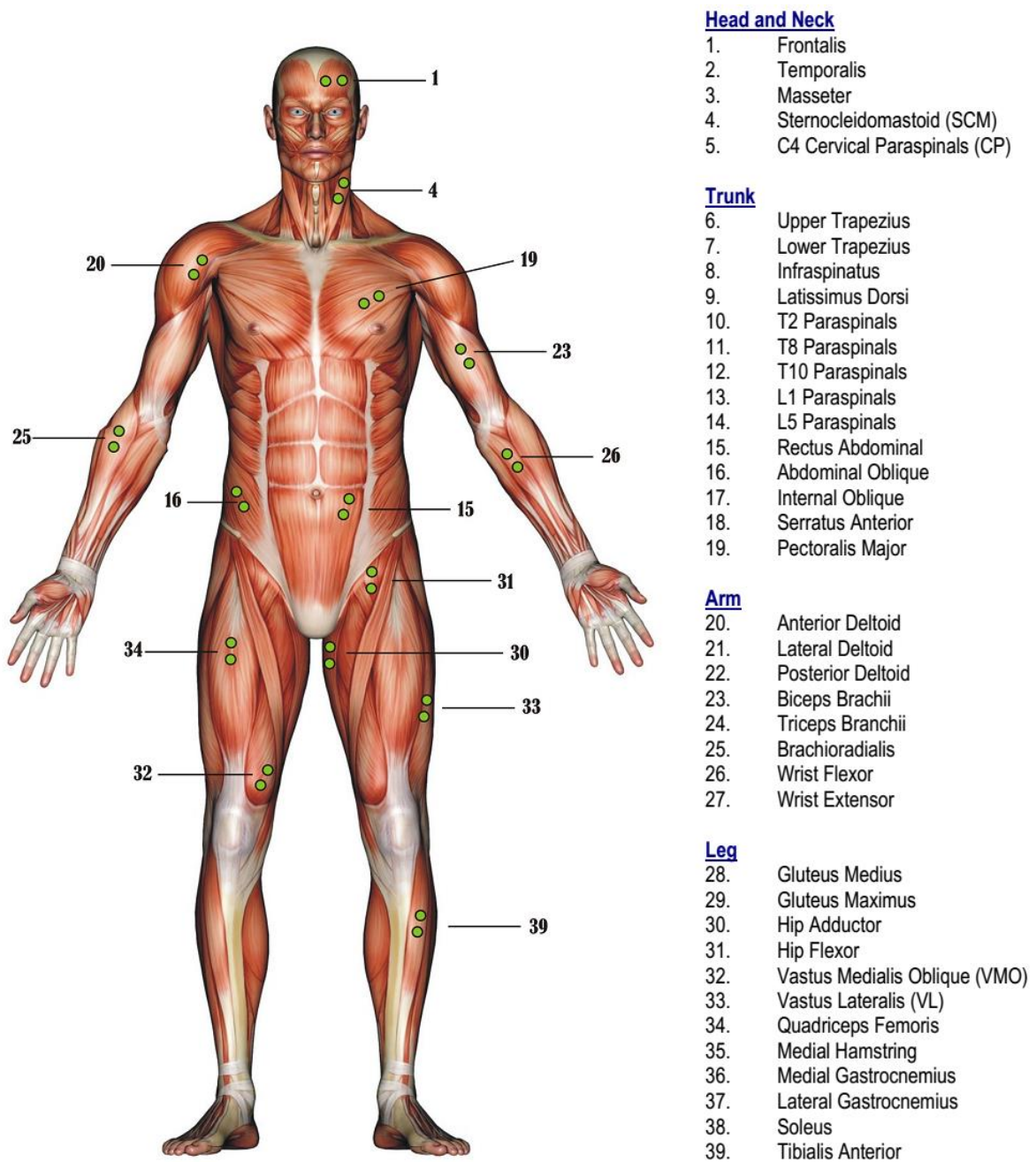
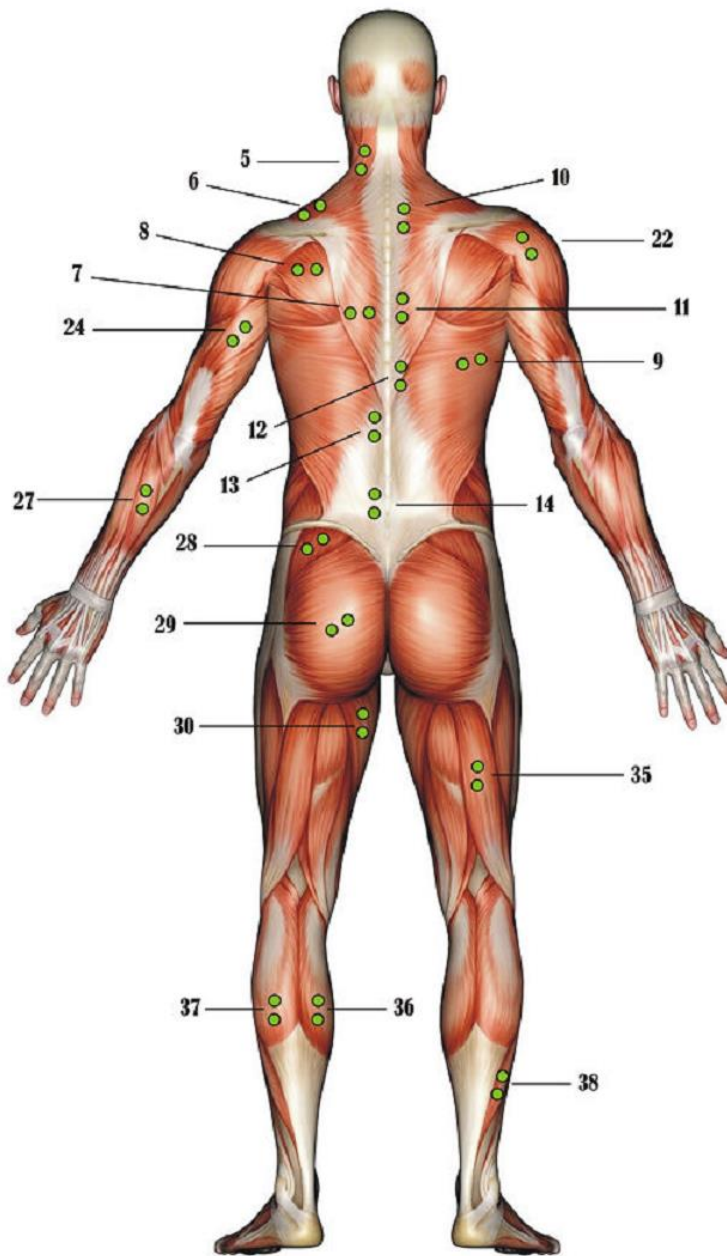


Figura 2.13. Colocación de electrodos de superficie. Vista anterior. Tomada de [20].



Head and Neck

1. Frontalis
2. Temporalis
3. Masseter
4. Sternocleidomastoid (SCM)
5. C4 Cervical Paraspinals (CP)

Trunk

6. Upper Trapezius
7. Lower Trapezius
8. Infraspinatus
9. Latissimus Dorsi
10. T2 Paraspinals
11. T8 Paraspinals
12. T10 Paraspinals
13. L1 Paraspinals
14. L5 Paraspinals
15. Rectus Abdominal
16. Abdominal Oblique
17. Internal Oblique
18. Serratus Anterior
19. Pectoralis Major

Arm

20. Anterior Deltoid
21. Lateral Deltoid
22. Posterior Deltoid
23. Biceps Brachii
24. Triceps Branchii
25. Brachioradialis
26. Wrist Flexor
27. Wrist Extensor

Leg

28. Gluteus Medius
29. Gluteus Maximus
30. Hip Adductor
31. Hip Flexor
32. Vastus Medialis Oblique (VMO)
33. Vastus Lateralis (VL)
34. Quadriceps Femoris
35. Medial Hamstring
36. Medial Gastrocnemius
37. Lateral Gastrocnemius
38. Soleus
39. Tibialis Anterior

Figura 2.14. Colocación de electrodos de superficie. Vista posterior. Tomada de [20].

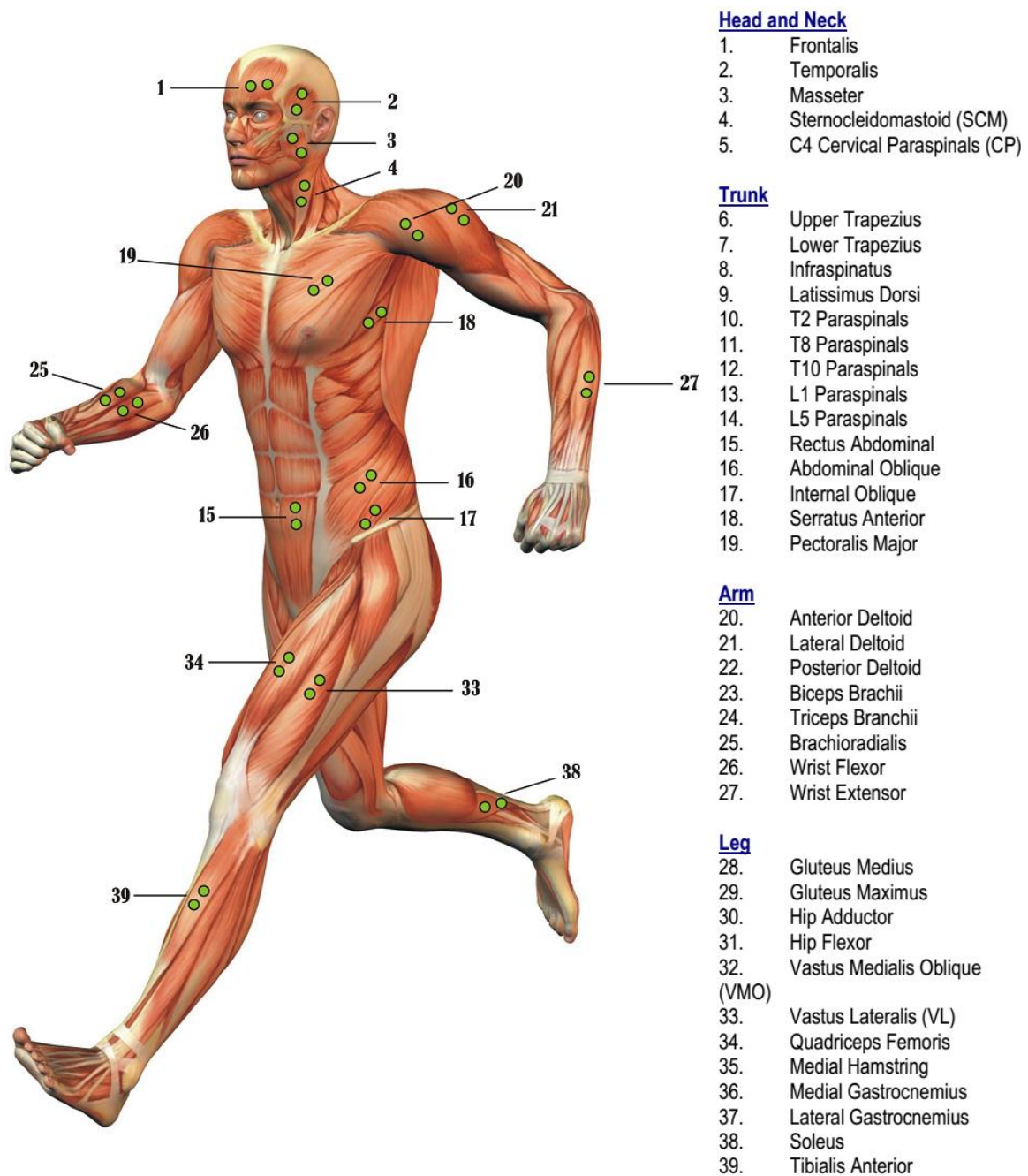


Figura 2.15. Colocación de electrodos de superficie. Vista lateral. Tomada de [20].

- *Rectificado completo de onda*

El registro de señales mioeléctricas en bruto contiene información importante que en potencia es de utilidad como información objetiva sobre la inervación del músculo. Debido a que la señal mioeléctrica es de naturaleza azarosa, una señal en bruto no puede ser reproducida una segunda vez en su misma forma. Para esto, la parte no reproducible de la señal se minimiza aplicando algoritmos de suavizado digital que delinear la tendencia media del desarrollo de la señal.

El rectificado completo de onda utiliza las amplitudes negativas de la señal y las convierte en amplitudes positivas. Los picos negativos son “movidos” hacia el lado positivo, así como se muestra en la Figura 2.16. Además de una mejor lectura, el principal efecto es que parámetros estándar de amplitud como la media, el valor pico y el área pueden ser aplicados a la nueva curva.

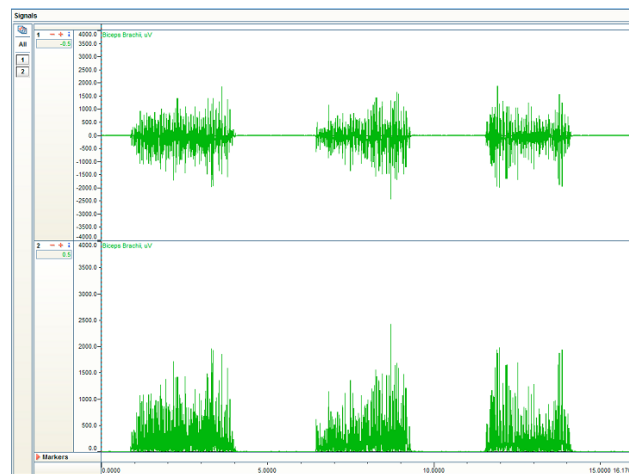


Figura 2.16. Registro de señal mioeléctrica en bruto con rectificado. Tomada de [19].

- *Parámetros estándar de amplitud*

La señal mioeléctrica puede ser expresada a través de parámetros estándar de amplitud como la media, valor mínimo, pico, área y pendiente. Para esto, la primera condición es rectificar la señal debido a su naturaleza bipolar, así como se observa en la Figura 2.17.

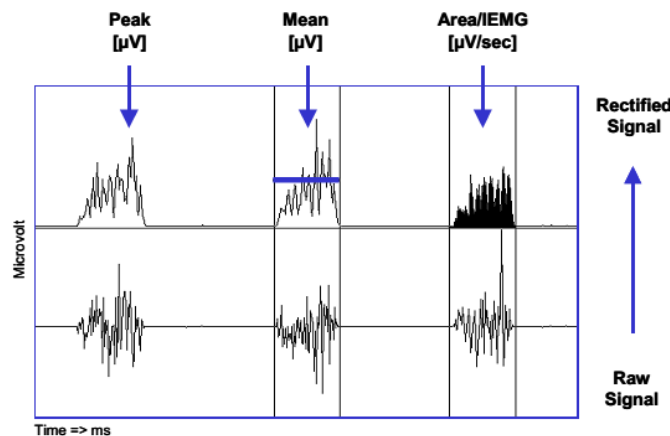


Figura 2.17. Parámetros estándar de amplitud basados en una curva mioeléctrica rectificada. Tomada de [19].

- El valor pico de la señal mioeléctrica solo es significativo para curvas promediadas ya que sigue siendo muy variable incluso para señales rectificadas. Una modificación razonable del cálculo del pico único es el cálculo del pico promedio. Por ejemplo: se toman los diez valores-pico más altos y se promedian para obtener un pico promedio.
- El valor medio de la amplitud es probablemente el cálculo más importante de la electromiografía, ya que es menos sensible a las diferencias de duración en los intervalos del análisis. El valor medio describe la inervación bruta de entrada de un músculo seleccionado para una tarea dada.
- El área es la integral matemática bajo la amplitud de la señal. Es utilizada para ciertos análisis de periodo.

- *Factores que influyen en una prueba*

Es importante tener un control sobre los factores que tienen influencia en la adquisición de señales durante una posición de prueba o durante un movimiento. El requisito principal es que la prueba pueda ser reproducida. En [19] se han identificado algunos aspectos a tener en cuenta durante pruebas dinámicas para el registro de señales mioeléctricas:

1. *Rango de movimiento*: Un rango de movimiento que varía incrementa significativamente la variabilidad de los hallazgos y necesita una apropiada estandarización.
2. *Velocidad de movimiento*: Cualquier ciclo de repeticiones significa cambios en aceleración, una mayor velocidad significa mayor aceleración y la activación de más unidades motoras cada vez, lo que resulta en una variación general de los tiempos de contracción y niveles de inervación.
3. *Carga o resistencia*: Es necesaria una condición de carga dada o una resistencia repetitiva para comparación entre pruebas.
4. *Duración/Repeticiones*: La cantidad de repeticiones dinámicas se considera un factor importante.
5. *Estado preliminar del sujeto de prueba*: Las condiciones metabólicas, del ambiente del laboratorio de pruebas y hasta la hora del día son consideradas un factor de variabilidad.

En consecuencia, las estrategias para una estandarización de las pruebas en los aspectos señalados pueden abordarse en distintos modos:

1. *Carga*

- Es posible utilizar todo el cuerpo o segmentos del cuerpo como resistencia estática.

2. *Ángulo / Rango de Movimiento*

- Uso de correas para asegurar una buena fijación de los segmentos del cuerpo.
- Uso de patrones en un fondo para movimientos libres y así estandarizar el rango de movimiento.

3. *Velocidad*

- El uso de un metrónomo ayuda a estandarizar la velocidad de contracción (o la cadencia del paso si fuesen pruebas durante el ciclo de marcha).
- Uso de caminadoras.

4. *Duración*

- Intervalos de contracción fijos.
- Conteo de repeticiones.
- Establecer un número de repeticiones límite cuando hay cargas considerables.

5. *Condiciones preliminares*

- Misma hora del día.
- De preferencia sujetos con los músculos “precalentados” y evitando condiciones de fatiga muscular.
- Temperatura constante en la habitación.

- *Normalización de la señal*

Con el fin de realizar una fácil comparación entre las señales mioeléctricas de distintos sujetos de prueba, las señales adquiridas son graficadas con respecto de un rango normalizado. Se introduce el concepto de *máxima contracción isométrica voluntaria*, MCIV.

Una contracción isométrica se refiere a las acciones musculares en condiciones constantes (*iso*) de longitud (*métrica*) [28]. Se trata de una contracción donde el músculo genera tensión sin cambiar la longitud de sus fibras musculares.

La normalización a partir de la MCIV es un método que requiere una contracción muscular máxima en una activación isométrica del músculo a estudiar. Por lo regular estas contracciones se realizan contra una resistencia estática. La contracción se realiza antes de las pruebas en movimiento para tener un valor de referencia que represente el 100% de activación para cada sujeto de prueba.

2.1.5 Biomecánica del cuerpo humano

La biomecánica se define como la aplicación de métodos y técnicas de la ciencia mecánica (física e ingeniería) para el análisis y entendimiento de los sistemas biológicos. Esta es el área de la ciencia que analiza las propiedades mecánicas de tejidos, sistemas y movimiento de organismos vivos [8]. Esta sección presenta aspectos relacionados con conceptos generales de la anatomía y cinemática de miembros inferiores desde el punto de vista de la biomecánica.

2.1.5.1 Descripción médica de los movimientos humanos

La descripción del movimiento anatómico humano explica el movimiento entre los huesos y el rango de movimiento de cada articulación en tres planos del cuerpo, llamados planos anatómicos. Estos planos están definidos con base en la posición anatómica del cuerpo. Los planos anatómicos que definen los ejes perpendiculares alrededor de los cuales existen los distintos tipos de movimiento son:

- Plano frontal o coronal que divide al cuerpo en partes anterior y posterior.
- Plano transversal que divide al cuerpo en partes superior e inferior.
- Plano sagital o lateral que divide al cuerpo en partes derecha e izquierda.

El movimiento de cada articulación puede ser definido en función del plano donde ocurre, siempre iniciando desde la posición anatómica. Un esquema de los planos anatómicos se presenta en la Figura 2.18.

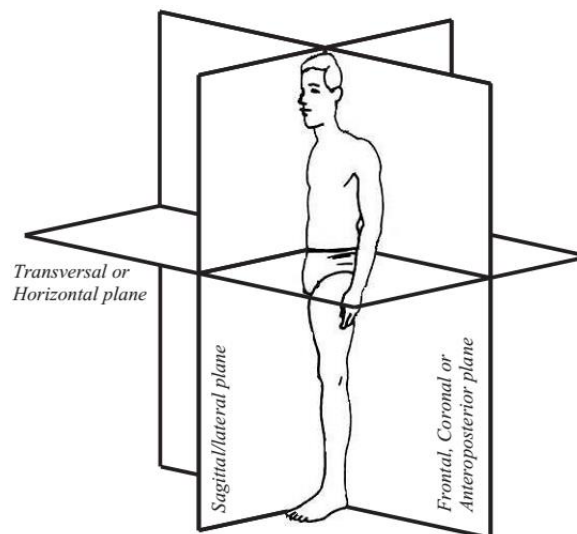


Figura 2.18. Posición y planos anatómicos del cuerpo humano. Tomada de [8].

- *Movimientos en el plano sagital*

Los movimientos realizados sobre el plano sagital son llamados movimientos de *flexión* o de *extensión*. Un ejemplo se muestra en la Figura 2.19.

- Flexión es un movimiento que reduce el ángulo entre los huesos o partes del cuerpo. Este movimiento sucede a través del plano sagital. La flexión en el pie es llamada usualmente *plantar flexión*.
- Extensión es un movimiento que incrementa el ángulo entre los huesos de la extremidad en una articulación. La extensión en el tobillo es llamada usualmente *dorsal flexión* o *dorsiflexión*.

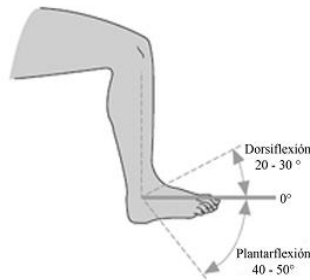


Figura 2.19. Ejemplo de movimientos de flexión-extensión en la articulación de tobillo.

- *Movimientos en el plano coronal*

Los movimientos realizados sobre el plano coronal son llamados movimientos de *abducción* o de *aducción*. Un ejemplo de abducción y aducción se muestra en la Figura 2.20.

- Abducción es un movimiento hacia el exterior de la extremidad alejándose del plano medial del cuerpo.
- Aducción es un movimiento que lleva a una extremidad (brazo o pierna) cerca del cuerpo en el plano sagital y es opuesto a la abducción.

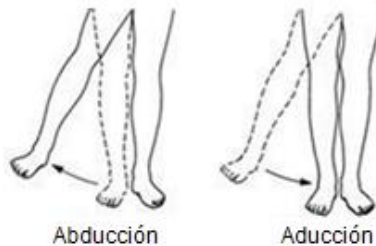


Figura 2.20. Ejemplo de movimientos de abducción-aducción en la articulación de cadera.

- *Movimientos en el plano transversal*

Desde el plano transversal, los movimientos para miembros superiores e inferiores son llamados *rotaciones*. Para el caso de los antebrazos, las rotaciones adquieren nombres de *supinación* o *pronación*. La Figura 2.21 muestra un ejemplo de supinación y pronación. En los demás miembros el movimiento se define como rotación *externa* o *interna* (en ocasiones también llamadas rotaciones *lateral* o *medial*, respectivamente) en función del desplazamiento de la parte del cuerpo, como se muestra en la Figura 2.22.

- Supinación es la rotación del antebrazo, entonces la posición de la palma es anterior (la palma mirando hacia arriba).
- Pronación es la rotación del antebrazo que mueve la palma desde una posición hacia el interior hasta una posición posterior (la palma mirando hacia abajo)



Figura 2.21. Ejemplo de movimientos de supinación-pronación.

- Rotación externa es cuando una parte del cuerpo se desplaza hacia afuera con respecto del centro del cuerpo.
- Rotación interna es cuando una parte del cuerpo se desplaza hacia adentro con respecto del centro del cuerpo.

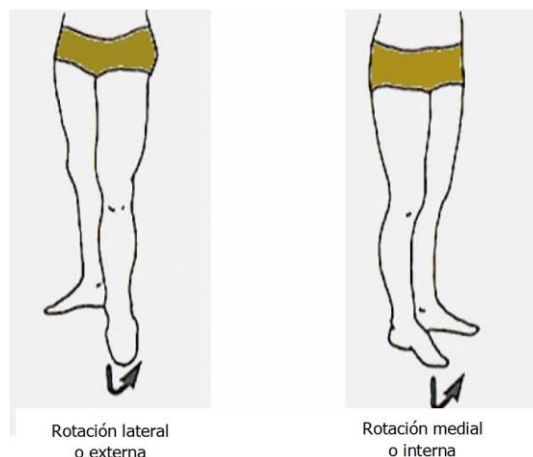


Figura 2.22. Ejemplo de movimientos de rotación externa e interna en miembros inferiores.

- *Anatomía de miembros inferiores*

El miembro inferior es la parte del cuerpo que se extiende desde a región glútea hacia el pie y está conectada con la parte baja del tronco. Consiste de las siguientes partes (y huesos):

- Pelvis (ilíaco, pubis, isquion).
- Muslo (fémur).
- Espinilla (tibia y peroné).
- Pie (calcáneo, astrágalo, cuboides, navicular, cuneiformes, metatarsianos y falanges).

Las tres principales articulaciones son la cadera, rodilla y tobillo. La articulación de cadera une a la pelvis con la parte superior de la pierna, ésta última se une con la pierna inferior y la pierna inferior se une con el pie. La Figura 2.23 esquematiza la anatomía del miembro inferior.

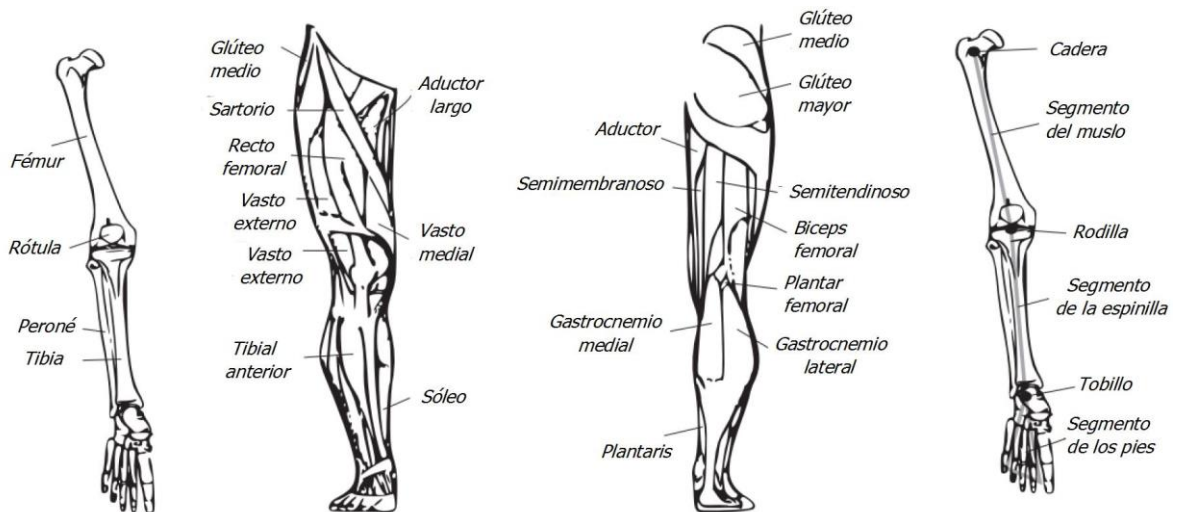


Figura 2.23. Anatomía del miembro inferior. De izquierda a derecha: huesos en vista anterior, músculos en vista anterior, músculos en vista posterior, huesos en vista posterior. Modificada de [8].

2.1.5.2 Grupos musculares y articulaciones de miembros inferiores

En el sistema muscular existen capas de músculos. Los músculos visibles en la superficie del cuerpo en ocasiones son llamados músculos superficiales. Estos músculos ofrecen importantes funciones para estabilizar una articulación o realizar un movimiento. Es posible identificar algunos grupos musculares responsables para cierta acción a simple vista.

Las articulaciones que permiten movimiento considerable de los huesos articulares son llamadas articulaciones de movimiento libre (*diartrosis* o *articulaciones sinoviales*). Por lo regular este tipo de articulaciones se encuentran al final de los huesos largos, como los huesos de la pierna. Bajo condiciones normales, las superficies óseas no tienen contacto entre si debido a que las superficies articulares están cubiertas por cartílago y debido a que existe una capa de fluido (líquido sinovial) entre las superficies opuestas. La matriz de cartílago contiene agua, ésta se exprime hacia afuera bajo carga de compresión creando una capa de lubricación en la

superficie de la interfaz. Esta delgada capa de fluido reduce las fuerzas friccionales y ayuda a distribuir el esfuerzo de compresión de una forma más uniforme a lo largo de las superficies de los huesos articulares [29]. La cadera, rodilla y tobillo son todos ejemplos de articulaciones sinoviales.

- *Articulación de cadera*

La articulación de cadera se forma entre la cabeza del fémur y el acetábulo de la pelvis. La estabilidad de esta articulación se obtiene por su configuración de unión esférica, sus ligamentos y los músculos largos que pasan por la articulación.

Esta articulación tiene un amplio rango de movimiento [30]. La articulación de la cadera puede ser estudiada como una junta esférica de 3 grados de libertad (GDL). Durante el movimiento de flexión-extensión, el rango de la flexión de la cadera es de hasta 120°. En el movimiento de abducción es de aproximadamente 40° y de 30 a 35° en aducción. Para la rotación medial es posible alcanzar valores desde 15 hasta 30°, mientras que en la rotación lateral es posible llegar a un rango de movimiento de hasta 60°.

Los músculos que contribuyen a la flexión de la articulación de cadera tienen insertos en la parte anterior del cuerpo. Para la flexión se utilizan los músculos sujetos en el lado posterior de la pierna y el hueso de la cadera. Los músculos involucrados para cada movimiento en esta articulación se presentan en la Tabla 2.2.

Tabla 2.2. Músculos involucrados en los movimientos de flexión y extensión en la articulación de cadera.

<i>Movimiento</i>	<i>Flexión</i>	<i>Extensión</i>
<i>Músculos involucrados</i>	Aductor corto	Aductor
	Aductor largo	Bíceps femoral
	Ilíaco	Glúteo mayor
	Pectíneo	Semimembranoso
	Psoas mayor	Semitendinoso
	Recto femoral	
	Sartorio	
	Tensor fascia lata	

- *Articulación de rodilla*

La articulación de rodilla se localiza entre el fémur en la pierna y la tibia y peroné en la pierna inferior. La rodilla es la articulación de revoluta más grande en el cuerpo humano. Varios ligamentos internos y externos refuerzan la rodilla mientras soporta el peso del cuerpo con poco refuerzo por parte de los huesos circundantes. Esta falta de refuerzo permite que la rodilla rote ligeramente cuando se encuentra flexionada para alcanzar un amplio rango de flexión [31].

La articulación de rodilla se ha aproximado a una articulación de revoluta en gran cantidad de ocasiones, aunque en la realidad, la rodilla tiene dos GDL, pues el movimiento que existe entre el fémur y la tibia es de rotación en un inicio, y a partir de cierto punto su movimiento se convierte a una combinación de movimientos de rotación y traslación. Este efecto es llamado

en ocasiones *retroceso posterior* o *rollback*. La relevancia de este efecto radica en que mientras la rodilla se flexiona, el centro instantáneo de rotación en el fémur se mueve en dirección posterior [32]. Un esquema de este efecto se presenta en la Figura 2.24.

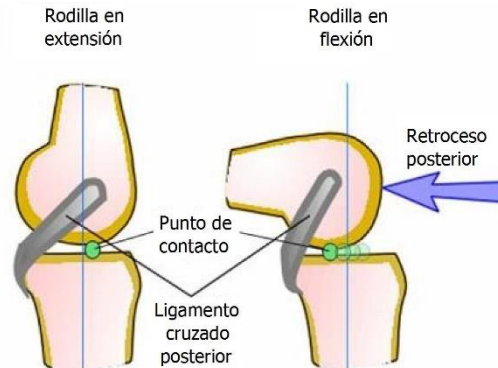


Figura 2.24. Mientras la rodilla se flexiona, el centro instantáneo de rotación se mueve en dirección posterior.

Algunos investigadores han estudiado los efectos de realizar una idealización como revoluta [33, 34] en dispositivos mecánicos para la rehabilitación y han propuesto mecanismos con el objetivo de reducir las fuerzas reactivas provocadas por esta idealización. En [33] se estima que la fuerza reactiva cuando se utiliza una articulación de revoluta es de alrededor de 15 N . Estas fuerzas reactivas pueden ser sobrellevadas por la estructura del exoesqueleto al realizar sujeciones al cuerpo en puntos alejados de la articulación para permitir un desplazamiento relativo entre la articulación del exoesqueleto y la articulación de la rodilla del usuario.

En [35, 36] se estudia el desplazamiento del centro instantáneo de rotación de la rodilla a partir de referencias tomadas en los centros de los cóndilos femorales (medial y lateral, como se muestra en la Figura 2.25) al considerar la geometría de éstos como esferas. Para el análisis llevado a cabo en [36] se observó que al alcanzar 120° de flexión de la articulación de rodilla, el centro del cóndilo medial se mueve desde una posición cero hasta 4.5 mm en dirección anterior cuando se alcanzan 75° , para regresar 2.3 mm en dirección posterior al llegar a 120° . El centro del cóndilo lateral tiene un desplazamiento de 17 mm en dirección anterior, como se muestra en el gráfico de la Figura 2.26. En la dirección vertical, de acuerdo al autor, el centro del cóndilo lateral se mueve 1 mm a lo largo de todo el rango. El centro del cóndilo medial tiene un movimiento hacia abajo de 3 mm entre 0 y 30° , en el rango comprendido entre 30 y 120° el desplazamiento es de 1 mm hacia abajo.

En el movimiento de flexión es posible llegar hasta 120° cuando la cadera está extendida y hasta 140° cuando está flexionada. Las funciones principales de la articulación de rodilla se definen en los estados de bloqueo y desbloqueo de la rodilla. En el bloqueo, la articulación se encuentra en total extensión y la línea de acción de la fuerza de reacción del suelo provoca un momento extensor alrededor de la rodilla, esto permite que una persona pueda mantener una posición de pie con poca actividad muscular. En el desbloqueo de la rodilla el peso no está soportado en gran parte por la articulación.

El músculo más importante involucrado en la estabilización de la rodilla es el *cuádriceps femoral*. Para los movimientos de flexión y extensión, los músculos involucrados en esta articulación se muestran en la Tabla 2.3.

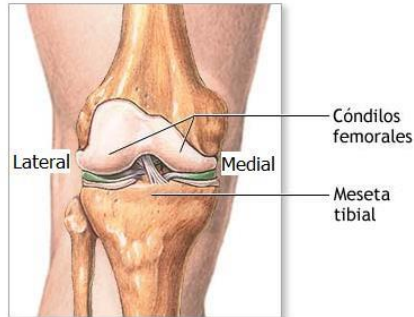


Figura 2.25. Cóndila femorales. Vista frontal de la articulación de rodilla.

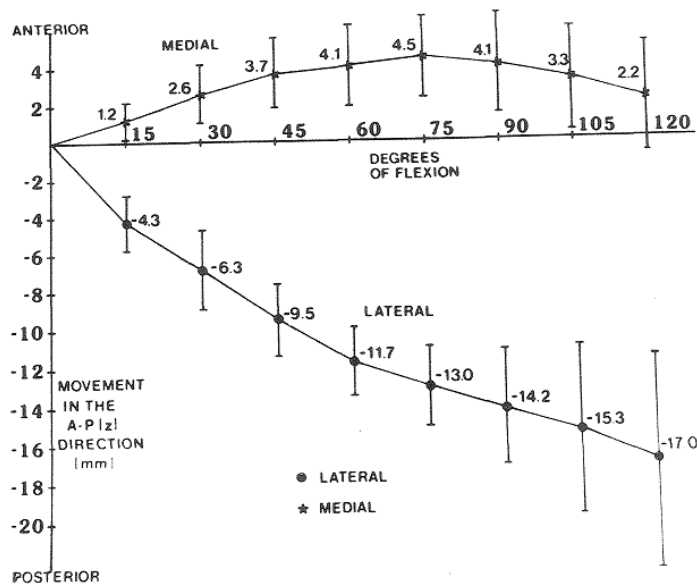


Figura 2.26. Traslación de los centros de las esferas en los cóndilos medial y lateral en dirección anterior-posterior durante la flexión de rodilla desde 0 hasta 120°. Tomada de [36].

Tabla 2.3. Músculos involucrados en los movimientos de flexión y extensión en la articulación de rodilla.

Movimiento	Flexión	Extensión
Músculos involucrados	Bíceps femoral	Recto femoral
	Gastrocnemio	Tensor de la fascia lata
	Gracilis	Vasto intermedio
	Poplíteo	Vasto lateral
	Sartorio	Vasto medial
	Semimembranoso	
	Semitendinoso	

- *Articulación de tobillo*

La articulación en el tobillo forma una revoluta entre la tibia y el peroné en la parte inferior de la pierna y el hueso astrágalo en el pie. Cuatro ligamentos mantienen juntos los huesos y fortalecen la articulación para soportar el peso del cuerpo y durante la locomoción [31]. La articulación de pie y tobillo contiene 26 huesos conectados por más de 100 músculos y ligamentos [8]. En la biomecánica, esta articulación se trata como una revoluta simple, aun cuando el tobillo está comprendido básicamente por dos articulaciones. Sus rangos de movimiento son:

- Dorsiflexión: 20°
- Plantar flexión: 40 a 50°
- Inversión: 30 a 35°
- Eversión: 15 a 20°

Los músculos que participan en los movimientos de dorsiflexión y plantar flexión se presentan en la Tabla 2.4.

Tabla 2.4. Músculos involucrados en los movimientos de flexión y extensión en la articulación de tobillo.

<i>Movimiento</i>	<i>Dorsiflexión</i>	<i>Plantarflexión</i>
<i>Músculos involucrados</i>	Extensor largo de los dedos	Flexor largo de los dedos
	Extensor largo del dedo gordo	Flexor largo del dedo gordo
	Tercer peroneo	Gastrocnemio
	Tibial anterior	Peroneo lateral corto
		Peroneo lateral largo
		Plantar
		Soleo
		Tibial posterior

2.1.5.3 Aplicación de cargas externas a miembros inferiores

La función de gran parte de los exoesqueletos consiste en la aplicación de cargas al sistema músculo-esquelético humano a través de sus tejidos suaves. La aplicación inadecuada de fuerzas puede causar fatiga muscular en el usuario. En [8] se han planteado tres recomendaciones generales para el manejo de una fuerza externa sobre el tejido humano:

1. Concentrar las cargas en un área pequeña con alta tolerancia a la presión o distribuir la carga en un área tan grande como sea posible para reducir la presión.
2. Evitar la sujeción de miembros en áreas cercanas a articulaciones en el usuario para permitir rangos de movimiento completos.
3. Evitar sujeciones en protuberancias óseas del cuerpo y en áreas con alta inervación como la axila y la ingle.

Un estudio realizado por [37] identificó las áreas anatómicas de miembros superiores e inferiores capaces de soportar cargas de forma efectiva. En la Figura 2.27 se señalan las áreas a evitar en la sujeción de miembros inferiores.

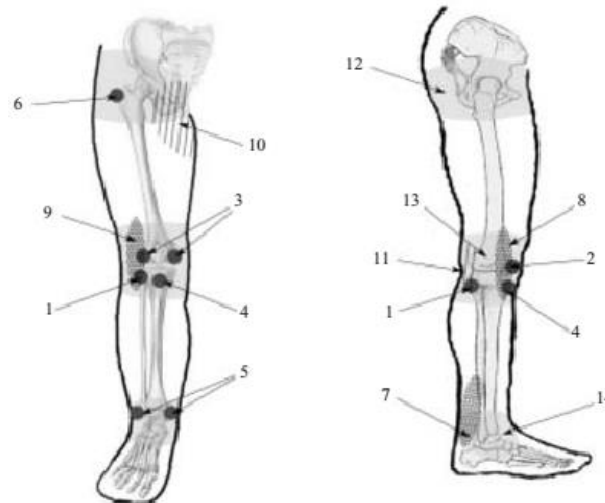


Figura 2.27. Zonas a evitar para la sujeción de los miembros inferiores a exoesqueletos. Tomada de [37].

De la Figura 2.27, las zonas señaladas para evitar la sujeción son:

1. Cabeza del peroné
2. Rotula
3. Cóndilos de la rodilla
4. Proceso tibial
5. Maléolo del tobillo
6. Trocánter
7. Tendón de Aquiles
8. Tendón del cuádriceps
9. Tendones isquiotibiales
10. Ingle
11. Cavidad poplítea
12. Área de movimiento de la cadera
13. Área de movimiento de la rodilla
14. Área de movimiento del tobillo

A partir de estas zonas, un estudio similar reportado en [37] investigó las distintas zonas en los miembros inferiores y su tolerancia a la presión. Los puntos analizados se señalan en la Figura 2.28. Los resultados presentaron tres grupos de puntos con distinto grado de sensibilidad: (1) alta sensibilidad, (2) media sensibilidad (presiones de hasta 416 KPa) y (3) baja sensibilidad (presiones de hasta 557 KPa).

Las presiones halladas se reportan a partir de un parámetro llamado *umbral de dolor a la presión* (Pressure Pain Threshold o PPT), definido como el límite de presión sobre el cual una persona siente dolor. La Tabla 2.5 presenta la sensibilidad reportada en cada punto analizado para los miembros inferiores.

Tabla 2.5. Grupos de sensibilidad a la presión en el miembro inferior. Tomada de [37].

Punto anatómico	Umbral de dolor a la presión (KPa)	Grupo de sensibilidad
P1	281.7	1
P2	545.5	3
P3	588.1	3
P4	628.1	3
P5	482.7	2
P6	281.9	1
P7	557.7	3
P8	416.6	2
P9	470.5	2

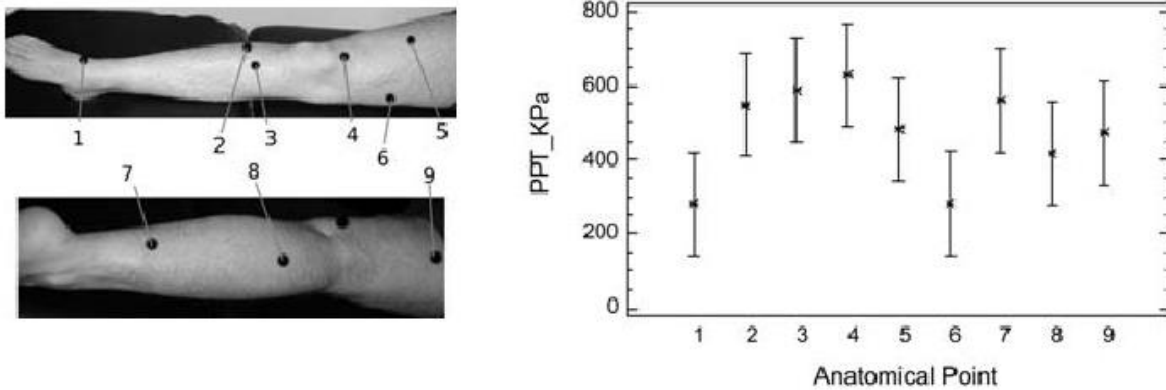


Figura 2.28. Puntos anatómicos observados para el análisis del “umbral de dolor a la presión” (PPT) en el miembro inferior. Tomada de [37].

2.1.5.4 Estimación de torques en articulaciones

De acuerdo con [38], los mayores torques en las articulaciones se presentan en los movimientos del plano sagital. El exoesqueleto desarrollado en este trabajo tiene la capacidad de realizar tareas asistiendo de forma activa la articulación de cadera del paciente a lo largo del plano sagital. Lo que se traduce en movimientos únicamente de flexión y extensión en las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo. De los posibles ejercicios identificados para la cinesiterapia para los rangos de movimiento de estas articulaciones (sección 2.1.3), la actividad donde el usuario tiene una transición desde una posición de sedestación hacia bipedestación (dicho de otra forma, el usuario pasa de estar sentado a ponerse de pie) se identifica como un caso crítico para la estructura debido a las cargas involucradas.

El análisis de la mecánica en la acción de sentado/de pie (*Sit-to-stand*, *STS*) y la estimación de los torques aplicados en las articulaciones para esta acción ha sido objeto de estudio en distintas ocasiones, principalmente con el objetivo de obtener valores de torques que pueden ser aplicados en aspectos relacionados con la rehabilitación física. Se han realizado comparaciones entre jóvenes adultos sanos, adultos mayores sanos [39] y adultos mayores con padecimientos como la enfermedad de Parkinson [40] con el objetivo de estudiar los efectos de la edad y dicho padecimiento sobre los torques máximos de articulaciones. Se han estudiado también los efectos en el torque al incrementar la velocidad en la actividad de STS [41]. La mayor parte de los experimentos documentados para la estimación de torques se lleva a cabo a partir de sistemas opto-electrónicos y plataformas piezoeléctricas que miden la fuerza de reacción con el suelo. Los resultados presentados en estos trabajos son normalizados para fines de comparación entre sujetos de distinto tamaño corporal expresándolos como una razón de torque en cada articulación dividida por la masa total del sujeto.

Al realizar la recopilación de información para llegar a un valor aproximado de los torques en las articulaciones durante la actividad de STS, fue posible observar similitudes y diferencias entre experimentos.

La principal similitud se observó en el procedimiento de la prueba para los distintos trabajos: Los pacientes se posicionaron en una silla sin brazos y de altura ajustable. La silla estaba montada sobre una plataforma que midió la fuerza de reacción con el suelo. En cada experimento, la altura de la silla era tal que para todos los sujetos las rodillas estaban flexionadas aproximadamente 90° . Frente a la silla se colocó otra plataforma idéntica con una separación considerable (aproximadamente 8 cm), sobre la cual se colocaron los pies del sujeto. Desde esta posición inicial, todos los sujetos se levantaron de forma independiente sin flexionar las rodillas, dar un paso o hacer movimiento con sus brazos. Se pidió a los sujetos que mantuvieran sus brazos cruzados sobre su pecho para poder estudiar la capacidad completa del torque en las articulaciones inferiores. La separación entre pies fue igual al ancho de los hombros. La mayoría de los trabajos revisados soportaron los datos adquiridos junto con un registro en video para observar el movimiento de puntos seleccionados y analizar la cinemática de los miembros. Con los datos de las plataformas medidoras de fuerza se analizó la dinámica de los movimientos.

Por otro lado, la principal diferencia entre los experimentos desarrollados por los distintos autores se observó en variables como la velocidad con la que se realizó el movimiento. En [39] se buscó un promedio de 1.15 s para realizar el movimiento, estimulando la sincronización al utilizar un metrónomo a 52 bpm . En [40] se pedía a los sujetos que realizaran la actividad a velocidades seleccionadas por ellos mismos. Los resultados presentados por [41] muestran que se pidió a los sujetos realizar el movimiento en tres velocidades seleccionadas por los mismos sujetos: *tan rápido como sea posible*, *velocidad natural* y *tan lento como sea posible*. Las diferencias entre autores que realizaron el experimento con la misma configuración pero diferente velocidad se pueden observar en la Tabla 2.6.

Tabla 2.6. Estimación de torque en articulaciones durante el movimiento de STS por diferentes autores.

Torque en Sit-to-Stand (Nm)				
Articulación / Autor	1	2	3	4
<i>Cadera</i>	74.71	50-90 ^a	82 ^b , 96 ^c	59.52
<i>Rodilla</i>	95.64	111-184 ^a	119 ^b , 112 ^c	81.84
<i>Tobillo</i>	55.83	25-125 ^a	8 ^b , 14 ^c	-

^a Los intervalos de torques se deben a que el sujeto realizó pruebas a tres velocidades: *tan lento como sea posible, natural y tan rápido como sea posible.*

^b Jóvenes adultos.

^c Adultos mayores sin dificultad para levantarse.

De forma detallada para el trabajo por presentado por cada autor:

1. Participaron pacientes mayores con la enfermedad de Parkinson y adultos mayores sanos con una masa promedio de 52.4 kg y 1.56 m de altura media [40].
2. Cada sujeto estableció su propia velocidad para realizar el movimiento. Se estudiaron 8 adultos sanos entre 26 y 38 años con una masa media de 64.1 kg y altura media de 1.74 m [41].
3. Los sujetos fueron 17 jóvenes adultos sanos, 23 adultos mayores sanos y 11 mujeres mayores con padecimientos que les provocan dificultad para levantarse [42].
4. Resultados de experimentos con un único sujeto de 27 años, 93 kg de peso y una altura de 1.78 m [43].

Aunque la diferencia entre valores se puede asociar a la diferencia de edad entre los sujetos de prueba, el tiempo en que se realiza el movimiento es una variable que no se observa controlada para los distintos trabajos. Por ejemplo, al comparar los valores de torque presentados por el autor 2 con los del autor 4 en la articulación de cadera, se podría concluir que los valores son cercanos, sin embargo en el torque correspondiente a la rodilla la diferencia es considerable. Una situación similar se observa al comparar los resultados presentados por el autor 1 con los del autor 3 para adultos mayores en los torques correspondientes a la cadera y el tobillo. En el experimento realizado por el autor 2, las velocidades fueron establecidas por los propios sujetos a consideración particular, mientras que el autor 4 no especifica la velocidad. Si bien los rangos de movimiento son muy similares en el movimiento de STS, el no tener control sobre la velocidad en que se realiza la actividad conlleva diferentes valores de aceleración y por tanto distintos valores en las fuerzas.

La división del movimiento de STS en cuatro fases fue propuesta por [44], de las cuales, tres son de principal importancia. La última fase reduce su importancia debido a que es una fase de estabilización donde no hay movimiento evidente, lo que la hace una etapa difícil de observar. Cada una de las fases se describe a continuación:

- Fase 1
 - En ésta fase se da inicio al movimiento, su final se da justo antes de que los glúteos se levanten del asiento. El tronco se flexiona hacia adelante. El fémur, espinilla y pie se mantienen estacionarios en ambas piernas. El movimiento del cuerpo en esta fase es esencialmente en dirección anterior.
- Fase 2
 - *Fase de transferencia.* Inicia cuando los glúteos se levantan del asiento y finaliza cuando se alcanza la dorsiflexión máxima del tobillo. Durante esta fase, el centro de masa del cuerpo viaja en forma anterior y hacia arriba. El punto máximo en la dirección anterior del centro de masa se alcanza antes de que suceda la dorsiflexión máxima.
- Fase 3
 - *Fase de extensión.* Inicia después que se alcanza la máxima dorsiflexión del tobillo y se completa cuando la cadera termina de extenderse. En esta fase, se llega al límite de extensión de la rodilla.
- Fase 4
 - *Fase de estabilización.* Inicia justo después de que la velocidad de extensión de la cadera es igual a cero y continúa hasta que se completa todo el movimiento asociado con la estabilización.

El promedio de tiempo para realizar el movimiento (de la fase 1 a la 3) fue de 1.95s (100%), donde la fase 1 tomó en promedio 0.5s (28%), la fase 2 un tiempo de 0.33s (18%) y la fase 3 en 0.98s (54%). Los experimentos fueron cronometrados con ayuda de un metrónomo y un análisis en video [44].

En [42] se presentan los valores promedio de los desplazamientos angulares en cada articulación durante el movimiento de STS. Los sujetos de prueba fueron divididos en dos grupos: jóvenes y adultos mayores. Los valores de 0° se consideraron en la posición anatómica del cuerpo humano. Para la fase 1 (antes de despegar los glúteos del asiento), sin el uso de las manos, se registró un arco de movimiento promedio de 42.9° en la flexión del tronco. Para la fase 2 se observó una extensión de 15.7° en el muslo y una flexión de 8.2° en la rodilla. En la fase 3 las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo volvieron a la posición anatómica.

En la sección 3.1.9 se propone una simulación para la estimación de los torques bajo condiciones acordes a la aplicación del exoesqueleto desarrollado en este trabajo en el movimiento de STS durante las 4 etapas propuestas para su observación [45].

2.1.6 Consideraciones biomecánicas en el diseño de exoesqueletos

La mecánica dada en un exoesqueleto debe ser compatible con la anatomía humana. El exoesqueleto debe ser capaz de interactuar en conjunto y de forma segura con el usuario sin restringir su movimiento natural. Este concepto se conoce como *cumplimiento de la cinemática*. De forma ideal, el centro de cada articulación del exoesqueleto debería estar alineado con el centro de la articulación del miembro biológico, tener suficientes GDL para permitir el movimiento libre del miembro y tener la capacidad de suministrar fuerzas en la articulación que sean compatibles con las del cuerpo humano [38].

2.1.6.1 *Cumplimiento de la cinemática*

El requisito del cumplimiento de la cinemática implica tener conocimiento sobre la biomecánica de las extremidades humanas. Para el exoesqueleto desarrollado en este trabajo, se presentan las características propias de las articulaciones en los miembros inferiores principalmente en los movimientos de flexión y extensión.

Una diferencia a señalar entre las articulaciones humanas y las mecánicas como revolutas o articulaciones universales, es que los centros de rotación de algunas articulaciones humanas se desplazan a lo largo de un arco de movimiento. Por ejemplo, aunque en muchas ocasiones el tobillo, codo y rodilla son descritos como articulaciones de revoluta, estos tienen centros instantáneos de rotación que cambian mientras la articulación se mueve [46]. Se presenta a continuación las consideraciones y recomendaciones dadas por diversos autores para el cumplimiento de la cinemática en las articulaciones de miembros inferiores.

- *Cumplimiento de la cinemática en la articulación de cadera*

De acuerdo a las observaciones realizadas por [38], el grado de libertad de flexión y extensión de la articulación de cadera no presenta consideraciones especiales que planteen la necesidad de utilizar otro tipo de articulación además de una revoluta simple. Caso distinto en los movimientos de abducción y aducción donde el centro de rotación de la articulación esférica tiene un desplazamiento con respecto del miembro inferior.

- *Cumplimiento de la cinemática en la articulación de rodilla*

En la rodilla, por lo regular se aproxima la articulación como una articulación de revoluta. En la realidad existe un movimiento general de rotación y traslación entre la tibia y el fémur (sección 2.1.5.2), sin embargo la magnitud del desplazamiento del centro instantáneo de rotación sobre el plano sagital permite realizar una idealización como una articulación de revoluta simple. Para reducir la magnitud de las fuerzas reactivas como consecuencia del posible desalineamiento entre el centro de rotación de la articulación en la estructura con el centro de rotación de la articulación humana, la sujeción del miembro a la estructura debe de tomar en cuenta consideraciones como las presentadas anteriormente en la sección 2.1.5.3 (concentrar las cargas sobre un área con alta tolerancia a la presión, distribuir la carga sobre un área mayor, evitar áreas cercanas a las articulaciones, evitar protuberancias óseas).

- *Cumplimiento de la cinemática en la articulación de tobillo*

En la mayoría de las aplicaciones de exoesqueletos los movimientos de dorsiflexión/plantarflexión e inversión/eversión son asistidos por revolutas simples. En este trabajo, la articulación del tobillo se encuentra articulada únicamente en los movimientos de dorsiflexión/plantarflexión.

- *Incumplimiento cinemático y sus efectos*

El cumplimiento de la cinemática es importante para minimizar las fuerzas reactivas entre el cuerpo del usuario y el exoesqueleto. Tales fuerzas son provocadas por la falta de coincidencia entre los centros de rotación de las articulaciones del usuario y el exoesqueleto. Un cumplimiento total de la cinemática es una característica difícil de alcanzar debido a la dificultad para definir de forma precisa la localización de los ejes de articulaciones y los tamaños de segmentos del cuerpo, así como los cambios en los centros de instantáneos de rotación de algunas articulaciones. En [47], se clasifican las causas de las incompatibilidades cinemáticas entre humano y exoesqueleto en dos grupos: desajustes macro y desajustes micro.

Los desajustes macro se presentan cuando las articulaciones del exoesqueleto tienen menor cantidad de GDL que la articulación o grupo de articulaciones humanas correspondientes. Se trata de un desajuste entre los GDL del movimiento del miembro humano y el movimiento del eslabón en el exoesqueleto. La principal consecuencia de este tipo de desajustes impone restricciones en el espacio de trabajo que el exoesqueleto comparte con el miembro humano que asiste.

Los desajustes micro suceden incluso si el número de GDL entre el exoesqueleto y el usuario es igual. Este tipo de desajustes son causados por ejes de rotación en las articulaciones que no coinciden entre el exoesqueleto y el miembro humano. En la mayoría de los casos esto se debe a la dificultad para alinear un exoesqueleto de forma perfecta con las articulaciones humanas. El principal efecto negativo de este tipo de desajustes se refleja en fuerzas de interacción entre el punto de sujeción del exoesqueleto y el miembro humano, lo que lleva a alteraciones en los patrones naturales de movimiento.

2.1.6.2 Variabilidad humana

Las dimensiones en los segmentos del cuerpo humano varían considerablemente entre sujetos debido a razones genéticas y ambientales [48]. Cuando se realiza un diseño y se proponen dimensiones para el “promedio”, es posible caer en errores, debido a que pocas personas coinciden con las dimensiones promedio en más de tres o cuatro parámetros. Debido a esto, por lo regular los dimensionamientos para dispositivos que trabajan en contacto con el cuerpo humano se realizan para un percentil 95% de la población [46].

En estudios relacionados con la ingeniería biomédica es posible encontrar aproximaciones para el peso de secciones del cuerpo en función del peso total, así como longitudes de secciones del cuerpo relativas a la altura total. También es posible realizar una estimación de la localización de los centros de gravedad de cada sección del cuerpo humano [29]. Si bien la fiabilidad de estas aproximaciones ha sido tema de discusión entre la comunidad científica

durante algunos años debido a los métodos para la obtención de estos valores [48, 49], los errores que pudieran presentarse por la estimación de peso en miembros inferiores pueden ser compensados por los torques proporcionados por el motor en el exoesqueleto. En la Tabla 2.7 se presentan las proporciones de peso y longitud en función de sus respectivos valores totales. La Figura 2.29 muestra la localización aproximada de los centros de gravedad en los miembros inferiores.

Tabla 2.7. Mediciones de peso y longitud como porcentajes del peso y la altura del cuerpo, respectivamente. Reproducida de [29].

Segmento del cuerpo	Hombre		Mujer	
	Peso (%)	Longitud (%)	Peso (%)	Longitud (%)
Cuerpo completo	100	100	100	100
Muslo	10.5	23.2	8.3	24.7
Espinilla	4.5	24.7	5.5	25.6
Pie	1.5	-	-	-

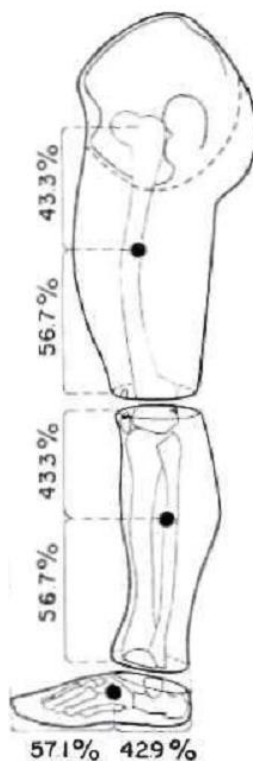


Figura 2.29. Localización de los centros de masa de los segmentos de los miembros inferiores del cuerpo. Tomada de [49].

2.1.6.3 Velocidad rotacional de articulaciones

La frecuencia con la que se realizan los ejercicios durante la terapia física convencional puede variar entre un terapeuta y otro. Los datos disponibles con información relacionada a la cinesiterapia mencionan que la velocidad de movimiento debe tomar en cuenta el objetivo del ejercicio. Así, el movimiento lento disminuye el tono muscular mientras que el movimiento rápido lo incrementa. Algunas guías de terapia física como [50, 51] mencionan el uso de una

velocidad de aproximadamente 1 a 2 segundos para completar la amplitud total del arco de movimiento.

2.2 Revisión del estado del arte

2.2.1 Desarrollo histórico de las señales mioeléctricas

El desarrollo histórico relacionado con el estudio de las señales mioeléctricas ha sido recopilado de forma concisa en [52]. La historia de la electromiografía de superficie inició a mediados de los años 1600, cuando el científico italiano Francesco Redi documentó que un músculo era la fuente de la actividad eléctrica en el pez raya. En 1773, John Walsh pudo demostrar de manera clara que el tejido muscular de la anguila podía generar una chispa de electricidad. En la década de 1790, el físico italiano Luigi Galvani obtuvo evidencia directa de la relación entre la contracción muscular y la electricidad.

Para 1849, el alemán Du Bois-Reymond propuso la primera evidencia de actividad eléctrica en los músculos humanos durante contracción voluntaria a través de un experimento. Este consistía en colocar un paño en cada una de las manos de un sujeto que se sumergían en un par de contenedores con solución salina, mientras conectaba un galvanómetro y sus electrodos. Notó que durante los movimientos de flexión del sujeto, se presentaba una lectura muy pequeña pero consistente y predecible en el instrumento. Du Bois-Reymond dedujo que la magnitud de la corriente se veía disminuida por la impedancia de la piel, entonces removió una porción de la piel del sujeto y pudo observar un incremento considerable de la señal durante el movimiento de flexión.

En 1944, Gasser y Newcomer construyeron un osciloscopio de rayos catódicos que mostraba los impulsos eléctricos de distintos músculos. En 1973 Johnson y Garton usaron las señales mioeléctricas para asistir en la recuperación de pacientes de hemiplejía. Finalmente, en los años posteriores, los avances en el estudio de las señales mioeléctricas se diversificaron en estudios de la dinámica del cuerpo humano y estudios en el área clínica.

2.2.2 Desarrollo histórico de exoesqueletos

En esta sección se presenta parte del desarrollo que han tenido los exoesqueletos a lo largo de su historia. Desde los primeros prototipos hasta algunos de los trabajos más característicos de los últimos años. Se mencionan trabajos enfocados a la hemiplejía y parte de los artículos que se han presentado para el análisis de esfuerzos en este tipo de estructuras.

2.2.2.1 Primeros prototipos

- *Man-amplifier* y *Hardiman*

El trabajo científico y tecnológico en exoesqueletos inició en los primeros años de la década de 1960. El departamento de defensa de los Estados Unidos se interesó en desarrollar el concepto de un “traje de armamento”. Al mismo tiempo, en los *Laboratorios Aeronáuticos Cornell* se inició el desarrollo del concepto de *man-amplifiers*, dispositivos desarrollados para aumentar la fuerza de su operador. En ese tiempo, existieron limitantes tecnológicas relacionadas con los servomotores, sensores, estructura mecánica y actuadores hidráulicos que afectaron el crecimiento de estos proyectos.

En los Laboratorios Aeronáuticos Cornell se produjeron artículos sobre *man-amplifiers* a inicios de la década de los 60. En 1961 recibieron una beca para explotar esas ideas. El trabajo inicial fue un exoesqueleto, seguido de trabajo en una maqueta (como se presenta en la Figura 2.30) que no pudo concluir en un prototipo con actuadores.

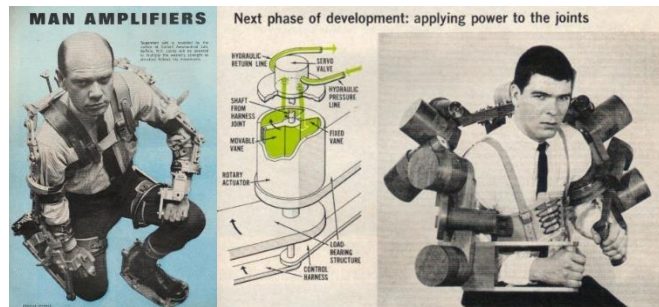


Figura 2.30. Exoesqueleto del “hombre verde” de los “Laboratorios Aeronáuticos Cornell”.

El primer prototipo de “*man-amplifier*” no se vio hasta que la empresa General Electric construyó su *Hardiman I*, basado en los resultados de la investigación de los Laboratorios Cornell. De 1966 a 1971, General Electric desarrolló el concepto de amplificadores humanos a través del proyecto *Hardiman*. El concepto de *Hardiman* (*Human Augmentation Research and Development Investigation*) fue una configuración de maestro-esclavo robótico en el cual se implementaron dos exoesqueletos traslapados. El exoesqueleto interno estaba colocado para seguir el movimiento del humano mientras que el externo implementaba una versión del mismo movimiento propulsado por hidráulica [8]. Con un total de 30 GDL y 700 kilogramos de peso, era propulsado por motores hidráulicos y eléctricos, resultó ser un sistema muy grande y pesado con severos problemas de estabilidad en los servos hidromecánicos utilizados. Incluía componentes para amplificar la fuerza de los brazos y piernas. En comparación con algunos otros exoesqueletos amplificadores, la intención del proyecto *Hardiman* era incrementar las capacidades de fuerza del usuario drásticamente (aproximadamente en una relación de 25:1). Probablemente la contribución más importante del proyecto *Hardiman* fue el identificar algunos de los aspectos más retadores del diseño de exoesqueletos, así como convencer a la comunidad investigadora sobre la complejidad en la creación de dispositivos efectivos de este tipo [53]. Algunos bosquejos de este prototipo se muestran en la Figura 2.31.

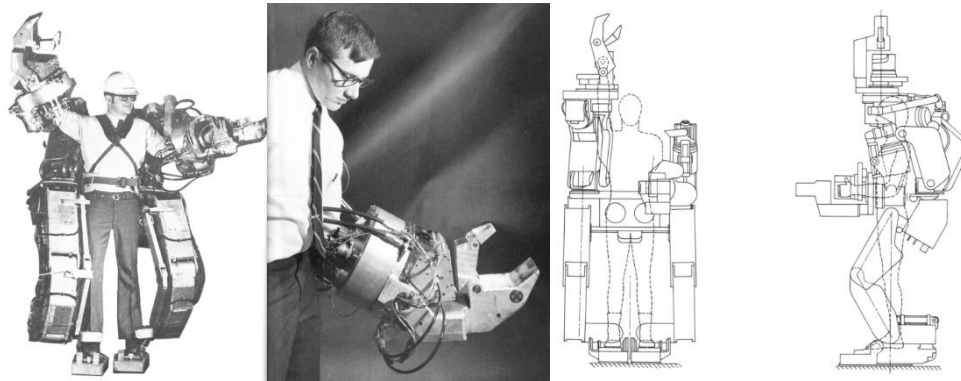


Figura 2.31. Prototipo Hardiman de General Electric. Tomadas de [8].

- *Exoesqueleto del Instituto Mihailo Pupin*

A finales de los años 60, en el Instituto Mihailo Pupin localizado en Belgrado se llevó a cabo el estudio de un dispositivo pasivo capaz de medir la cinemática de la marcha con el objetivo de desarrollar exoesqueletos energizados. En 1970, se desarrolló un “exoesqueleto activo parcial” que incorporaba actuadores neumáticos para el movimiento de flexión/extensión en la cadera, rodilla y tobillo, así como el movimiento de abducción/aducción en la cadera. Se llevaron a cabo más de cien ensayos clínicos con este dispositivo y varios pacientes con distintos grados de parálisis dominaron la marcha utilizando el exoesqueleto completo con ayuda de muletas [53].

Este dispositivo recibía información proveniente del usuario a través de una faja con 14 válvulas solenoides para el control de pistones neumáticos. El peso del exoesqueleto era de 12 kilogramos y era actuado por motores de corriente directa [54]. El prototipo construido se puede observar en la Figura 2.32.



Figura 2.32. Exoesqueleto del Instituto Mihailo Pupin

- *Exoesqueleto de la Universidad de Wisconsin*

En la Universidad de Wisconsin en 1968 fue desarrollado un exoesqueleto completo para extremidades inferiores. Similar al exoesqueleto del Instituto Pupin, estaba destinado a ayudar a pacientes parapléjicos que tuvieran capacidades completas en los miembros superiores. Este exoesqueleto contaba con articulaciones universales (3 GDL) en la cadera y tobillo que eran

impulsadas por actuadores hidráulicos. La rodilla estaba dotada de una articulación rotacional simple.

La unidad hidráulica se energizaba gracias a un motor eléctrico de baterías que impulsaba una bomba hidráulica. Este sistema, incluyendo las servoválvulas para los actuadores, se localizaba en la faja del operador [53]. El prototipo de este exoesqueleto se muestra en la Figura 2.33.

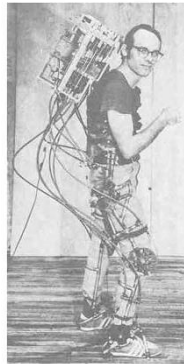


Figura 2.33. Exoesqueleto de la Universidad de Wisconsin

2.2.2.2 Exoesqueletos en la era moderna

Los primeros desarrollos de exoesqueletos sufrieron de limitaciones tecnológicas como las limitadas velocidades de cómputo para proporcionar las funciones de control necesarias para dar un rastreo suave y efectivo de los movimientos del usuario; los suministros de energía no eran lo suficientemente compactos y ligeros como para ser portables; los actuadores eran muy lentos, pesados y voluminosos. Hubo una pérdida de impulso hasta finales de la década de 1980 e inicio de los años 90 cuando el desarrollo en realidad virtual y tele-presencia inspiraron nuevos desarrollos en búsqueda de exoesqueletos portátiles y de base fija. Los requisitos militares fueron de nuevo el inicio de los desarrollos, sin embargo, esta vez el objetivo estaba enfocado en sistemas de miembros superiores en lugar de las unidades de cuerpo completo [7].

Los esfuerzos en el área militar han continuado hasta el presente, promovido principalmente por la Agencia de Investigación Avanzada en Proyectos de Defensa de Estados Unidos, DARPA (*US Defense Advanced Research Projects Agency*), a través de un programa llamado *Exoskeletons for Human Performance Augmentation* (EHPA). En particular, se trata de un programa enfocado en aumentar el desempeño de los soldados durante el transporte de carga y reducir la fatiga muscular del soldado durante esta tarea.

- *BLEEX de la Universidad de Berkeley*

El más visible de los exoesqueletos del programa DARPA ha sido el *Berkeley Lower Extremity Exoskeleton* (BLEEX), mostrado en la Figura 2.34. Una de las características distintivas de este prototipo es su capacidad para transportar su propia fuente de energía. Cuenta con tres GDL en la cadera, uno en la rodilla y tres en el tobillo. El exoesqueleto fue diseñado inicialmente con

actuadores lineales hidráulicos basado en la relación entre el tamaño y la energía que pueden proporcionar, sin embargo, estudios posteriores determinaron que al utilizar motores eléctricos en lugar de actuadores lineales, el consumo de energía disminuye significativamente. El control en este exoesqueleto tiene como objetivo utilizar la menor información de fuerzas de interacción entre el usuario y el exoesqueleto. En su lugar, utiliza información de sensores directamente en el exoesqueleto a través de acelerómetros para determinar el ángulo, velocidad angular y aceleración angular de cada una de las articulaciones [53, 55].

Las fuerzas que actúan en la estructura son medidas por servo válvulas y sensores de fuerza de un solo eje. Interruptores en los pies ayudan a determinar cuando el pie del exoesqueleto ha tocado el suelo y sensores de distribución de carga determinan como se está distribuyendo el peso del operador. El BLEEX puede soportar una carga de 75 kg mientras camina a 0.9 m/s con una velocidad máxima de hasta a 1.3 m/s sin carga.



Figura 2.34. Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX).

- *Exoesqueleto MIT*

Desarrollado en el grupo de biomecatrónica en el *Massachusetts Institute of Technology (MIT) Media Laboratory* dentro del programa EHPA de DARPA. El diseño del exoesqueleto del MIT no utiliza actuadores para proveer energía a las articulaciones. En lugar de eso, el diseño depende completamente de la liberación controlada de energía almacenada en resortes durante el ciclo de marcha. Los elementos actuadores del exoesqueleto (resortes y amortiguadores variables) fueron seleccionados a partir de análisis realizados a la cinética y cinemática de la marcha humana. La cadera tiene tres GDL y posee una articulación en la dirección de flexión/extensión. En el movimiento de extensión se almacena energía que es liberada posteriormente durante la flexión. Los movimientos de abducción/aducción son soportados por una articulación con resorte que ayuda a contrarrestar el peso de la carga en la mochila. El trabajo experimental con este exoesqueleto demostró que el dispositivo suportó una carga de 36 kg durante una caminata a 1 m/s. El prototipo de este exoesqueleto se muestra en la Figura 2.35.



Figura 2.35. Exoesqueleto del MIT para DARPA

- *Pierna híbrida asistida*

El HAL-5 (*Hybrid Assistive Leg*) fue desarrollado en la Universidad de Tsukuba, en Japón. El objetivo de este exoesqueleto está enfocado tanto a propósitos de rehabilitación como al aumento de fuerza. Cuenta con una estructura de cuerpo completo con motores de corriente directa colocados en las articulaciones cadera y rodilla para los movimientos de flexión y extensión. Los componentes de las extremidades inferiores interactúan con el usuario a través de sensores de fuerza que reaccionan con el suelo colocados en los zapatos, así como electrodos electromiográficos en la cadera y rodilla, potenciómetros que miden el ángulo en las articulaciones y un giroscopio con acelerómetro que ayudan a la estimación de la postura.

A diferencia del BLEEX y el exoesqueleto del MIT, el HAL-5 controla el peso de las cargas aumentando el torque en las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo en lugar de transferir el peso al suelo [53].

Este exoesqueleto se ha desarrollado para aplicaciones de rehabilitación y de amplificación de fuerza. Cuando se utiliza como amplificador de fuerza utiliza los elementos mencionados anteriormente, sin embargo, para fines de rehabilitación, no es posible obtener señales correctamente a través de los sensores electromiográficos en pacientes con padecimientos como la paraplejia. Ésta fue la razón por la que se incluyeron también los sensores de fuerza con el suelo. El prototipo utilizado con fines médicos se muestra en la Figura 2.36.

El peso de este exoesqueleto es de 21 *kg* y promete una duración de batería de 160 minutos de uso continuo. Los inventores aseguran que un operador que utilice el HAL podrá cargar hasta 40 *kg* en los brazos e incrementará la capacidad de presión en las piernas de 100 a 180 *kg* [56].

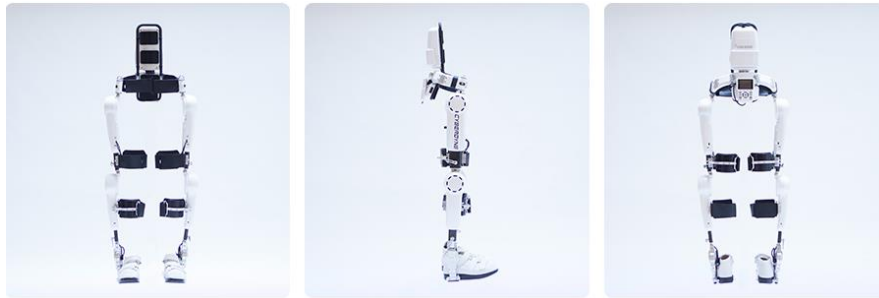


Figura 2.36. Exoesqueleto HAL-5 para uso médico en extremidades inferiores

El exoesqueleto HAL utiliza electrodos electromiográficos y sensores de rigidez en los músculos para determinar la intención del usuario y utilizar ésta como la señal de comando inicial al detectar la contracción del músculo antes del movimiento [57]. La medición de la intención del usuario está medida en términos de la dirección y la intensidad del esfuerzo realizado en el músculo. El objetivo es ofrecer al usuario un torque proporcional a la intensidad de la actividad muscular [58, 59].

- *Exoesqueleto de asistencia a enfermeras*

En el *Kanagawa Institute of Technology* en Japón, se ha desarrollado un exoesqueleto con el propósito de asistir a enfermeras durante la transferencia de pacientes. El prototipo cuenta con actuadores neumáticos en las articulaciones de cadera y rodilla para los movimientos de flexión y extensión. La presión de aire se obtiene desde pequeñas bombas de aire que alimentan a cada actuador de manera directa. El movimiento del usuario se determina mediante sensores de dureza en los músculos, a través de resistencias sensibles a la presión colocadas sobre los músculos. Cuando un músculo se contrae, la fuerza en las resistencias se incrementa y junto con información de ángulo proveniente de potenciómetros, determinan el torque necesario en una articulación. Una característica importante de este prototipo es que no existen componentes mecánicos en la parte frontal del exoesqueleto con el objetivo de que la enfermera tenga contacto directo con el paciente que esté llevando. Esta característica se puede observar en la Figura 2.37. Esta es una propiedad importante para asegurar la comodidad y seguridad el paciente [53, 60, 61].



Figura 2.37. Kanagawa Power Suit: Exoesqueleto para asistencia a enfermeras

- *Exoesqueleto ALEX de la Universidad de Delaware*

Se trata de un exoesqueleto asistido para la rehabilitación de pacientes que han sufrido un derrame cerebral. Cuenta con actuadores en las articulaciones de las rodillas y la cadera. Tras realizar pruebas con pacientes voluntarios sobre una caminadora como se muestra en la Figura 2.38, los resultados obtenidos demostraron una mejora en la marcha del paciente. El exoesqueleto ALEX está motorizado y cuenta con tres GDL en la cadera y uno en la rodilla. Cuenta con actuadores lineales en la rodilla y cadera, y motores eléctricos para las demás articulaciones. El control se lleva a través de sensores de fuerza superficiales en el tobillo del usuario [62].

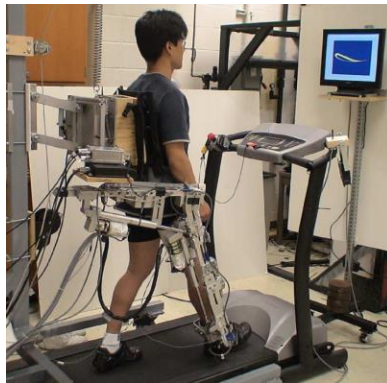


Figura 2.38. Configuración experimental del exoesqueleto ALEX sobre una caminadora

- *Exoesqueleto para la ayuda en distrofia muscular del anillo óseo*

Se trata de un exoesqueleto desarrollado en el Tecnológico de Monterrey Campus Ciudad de México en 2013. La distrofia muscular del anillo óseo es un grupo de enfermedades musculares, principalmente presentes como un debilitamiento de músculos en los hombros y alrededor de las caderas. Se trata de un exoesqueleto con ocho GDL (cuatro en cada pierna) que realiza movimientos de flexión/extensión para ayudar al ciclo de marcha y que fue diseñado para la antropometría específica del mexicano. Este dispositivo tiene un peso aproximado de 55 kg y, de acuerdo al autor, sería actuado por motores a pasos acoplados a una caja de engranajes para el movimiento de las articulaciones. Hasta 2013, este exoesqueleto se había desarrollado como un prototipo virtual en simulaciones. En [63], se propone el control del dispositivo a través de control cerebral, señales mioeléctricas e información reactiva de la propia estructura del exoesqueleto durante el ciclo de marcha.

- *Exoesqueleto pasivo con tendones artificiales*

Desarrollado en la Universidad Tecnológica de Delft en los Países Bajos, es un exoesqueleto que tiene como objetivo disminuir el trabajo en las articulaciones durante la marcha con ayuda de elementos elásticos llamados “tendones artificiales” que actúan en paralelo con la pierna como se esquematiza en la Figura 2.39.

El tendón artificial es un cable elástico que abarca la cadera, rodilla y tobillo, se encuentra desplazado con respecto a la articulación con el objetivo de cambiar la longitud del tendón cuando el ángulo de la articulación cambia. La elongación y rigidez del tendón provocan en éste

una fuerza que se convierte en un torque debido a su desplazamiento con respecto de la articulación del usuario. El esfuerzo humano para caminar está influenciado por los tendones artificiales debido a que los torques del usuario deben alcanzar valores iguales a los necesarios para la marcha menos los torques provistos por los tendones artificiales. El torque característico del tendón artificial puede ser variado si se modifica la rigidez del resorte o la longitud desplazada del tendón.

El peso de este exoesqueleto es de 12 kg y cuenta con cuatro GDL. Durante las pruebas de este exoesqueleto, se utilizaron señales electromiográficas de ocho músculos en la pierna izquierda del usuario para determinar el efecto de los tendones artificiales en comparación con la marcha natural. Se concluyó que en esta configuración, el decremento más notable en la actividad de un músculo fue en el músculo gastrocnemio [64].



Figura 2.39. Concepto del exoesqueleto con tendones artificiales.

2.2.2.3 Órtesis de tobillo

Dentro de los dispositivos existentes para la rehabilitación física en miembros inferiores, existe un interés especial en órtesis orientadas a la rehabilitación de la articulación de tobillo.

- *Órtesis Pie-tobillo del MIT*

El grupo de biomecatrónica del MIT desarrolló una órtesis pie-tobillo para asistir la marcha en pacientes que sufrieron esclerosis múltiple o parálisis cerebral.

Este dispositivo consiste en una órtesis pie-tobillo controlada en función de la fuerza medida con el suelo a través de seis transductores de fuerza colocados en la base de la órtesis. Se apoya en un resorte para el movimiento de dorsiflexión. El prototipo se muestra en la Figura 2.40. Fue diseñado para tratar una patología de la marcha conocida como *pie caído* (deficiencia motora causada por una parálisis en los músculos cercanos al nervio del peroné). Esta patología presenta complicaciones como el arrastre de la punta del pie durante la etapa de balanceo en el ciclo de marcha. El actuador elástico tiene la capacidad de controlar la rigidez de la articulación y el amortiguamiento, lo cual ofrece beneficios para el tratamiento del padecimiento de pie caído [65].



Figura 2.40. Active Ankle-Foot Orthoses (AAFO). Órtesis activa del MIT.

- *Órtesis de la universidad de Michigan*

El laboratorio de neuromecánica en la Universidad de Michigan produjo un número de órtesis activas, enfocadas particularmente a dispositivos de rehabilitación para terapia. Estos dispositivos no están pensados para ser totalmente portables y en su mayoría están actuados de forma neumática con una sujeción a un compresor estacionario. El prototipo construido se muestra en la Figura 2.41. Los actuadores neumáticos son músculos neumáticos artificiales que se encuentran montados a un armazón de fibra de carbono y polipropileno. Un músculo neumático provee el torque para el movimiento de plantar flexión y otro músculo provee el torque para la dorsiflexión. La presión de aire en cada músculo se ajusta a través de electromiografía.

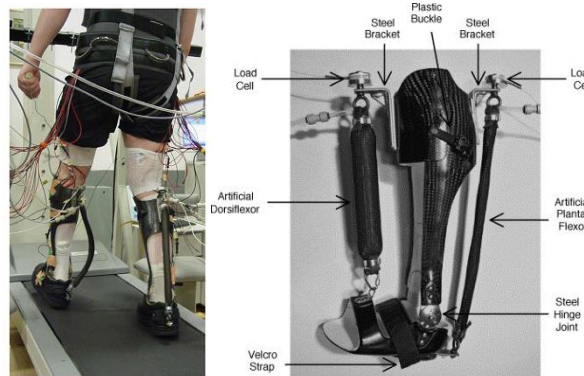


Figura 2.41. Órtesis pie-tobillo propulsada por neumática

Durante el desarrollo de este dispositivo fueron considerados tres distintos modos para el control: (1) Controles actuados por la mano para activar los músculos neumáticos, (2) interruptores de control activados cuando el usuario hace presión con el suelo y (3) control mioeléctrico proporcional. En el esquema de control proporcional, la potencia enviada a los actuadores neumáticos es directamente proporcional a la señal enviada por el músculo [66, 67, 68].

- *Rehabilitador de tobillo de movimiento pasivo continuo.*

Se trata de un dispositivo desarrollado en el Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico (CENIDET) con el propósito de ayudar en la fisioterapia dirigida a la rehabilitación de los movimientos de dorsiflexión y plantar flexión de la articulación del tobillo. El dispositivo cuenta con un grado de libertad y consta de un actuador eléctrico de 2 pulgadas de carrera y una plataforma que permite el movimiento de plantar flexión y dorsiflexión del tobillo [69]. El prototipo virtual de este rehabilitador se muestra en la Figura 2.42. El control del rehabilitador está basado en la captación y procesamiento de señales mioeléctricas a partir de parámetros estadísticos de la señal. Bajo este esquema, el paciente puede enviar órdenes al rehabilitador desde las señales de los músculos en su brazo cuando mueve un joystick con su mano. Con el procesamiento de estas señales el usuario puede definir qué movimiento predefinido desea que realice el rehabilitador.

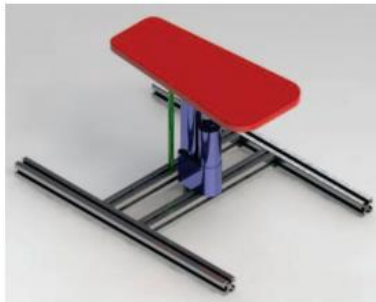


Figura 2.42. Prototipo virtual del rehabilitador de tobillo de CENIDET.

2.2.2.4 Exoesqueletos para la rehabilitación de la hemiplejia

Dentro del estado del arte relacionado con los exoesqueletos destinados a funciones de rehabilitación, es posible encontrar algunos trabajos orientados de forma específica a la rehabilitación de la hemiplejia.

En Japón, el equipo encargado del desarrollo del *Hybrid Assistive Limb* (HAL) en la Universidad de Tsukuba, propuso en 2009 la realización del exoesqueleto HAL como un dispositivo de asistencia para apoyar a personas con hemiplejia a través de un controlador autónomo que ejecuta movimientos similares a los del ser humano. El exoesqueleto HAL para hemiplejia mostrado en la Figura 2.43 consiste en una estructura con articulaciones activas y está sujeto a la cadera y piernas del usuario utilizando correas. Las articulaciones del exoesqueleto en la cadera, rodilla y tobillo, tienen un grado de libertad en el plano sagital. Los torques son generados por las unidades de potencia compuestas por un actuador, un motor, un microprocesador y una interfaz de comunicación. El sistema de sensores está basado en potenciómetros en las articulaciones, sensores mioeléctricos y sensores de fuerza de reacción con el suelo [70, 71].

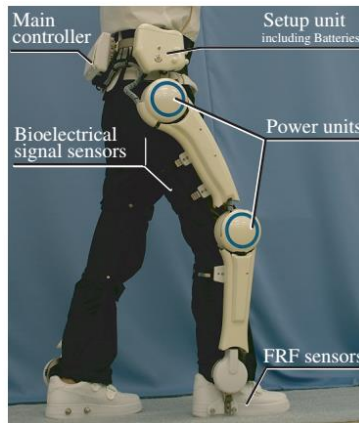


Figura 2.43. Versión de HAL para hemiplejia.

En el año 2012, el departamento de mecatrónica de la Universidad SRM en India estudió el control de un exoesqueleto para la rehabilitación del ciclo de marcha a partir de circuitos neumáticos apoyado de potenciómetros en las articulaciones y actuadores neumáticos. La razón presentada por los autores para utilizar actuadores neumáticos en este exoesqueleto se debe a la mejor vida de la batería y el menor requerimiento de voltaje comparado con un motor de alto torque. El sistema de control está basado en el principio que establece que el hemisferio izquierdo del cerebro controla los miembros de la derecha mientras que el hemisferio derecho controla los miembros de la izquierda. Se utiliza un potenciómetro en el brazo del lado opuesto a la parálisis para enviar señales a un microcontrolador que controla una válvula solenoide [72].

En 2010, la Universidad Tecnológica de Malasia desarrolló un exoesqueleto para miembros inferiores en rehabilitación de hemiplejia que define su arco de movimiento a partir del diseño de un mecanismo leva-seguidor en combinación con eslabones. La intención de tal mecanismo es seguir los ángulos naturales del ciclo de marcha [73].

2.2.2.5 Análisis mecánico en exoesqueletos

Dentro de la literatura relacionada con el desarrollo de prototipos de exoesqueletos orientados a la rehabilitación, gran parte de los trabajos presentan distintos acercamientos en los esquemas de control utilizados en este tipo de dispositivos. Una breve cantidad de documentos han sido dedicados al análisis estructural de exoesqueletos.

En 2012, fueron publicados dos artículos relacionados con el análisis por elemento finito de exoesqueletos. El primero, realizado por la Universidad de Ingeniería Mecánica de Jiaotong, en China, presenta un exoesqueleto diseñado para adaptarse a las dimensiones del percentil 50 de la población adulta en ese país. El modelo virtual de este exoesqueleto se presenta en la Figura 2.44. Se propuso una condición de carga de 800 N cuando una sola pierna se mantiene apoyada sobre el suelo con el exoesqueleto en posición vertical. Esta condición de carga define a la vez la restricción del modelo virtual, colocada en la parte inferior del prototipo para la simulación. Se trata de un prototipo virtual compuesto por eslabones de aluminio y actuadores hidráulicos modelados en acero. Los resultados presentados por el autor concluyen que la estructura no es

segura bajo las cargas propuestas. El autor propone cambios en dimensiones y conexiones, pero no se presentan los resultados obtenidos al aplicar los cambios propuestos [74].

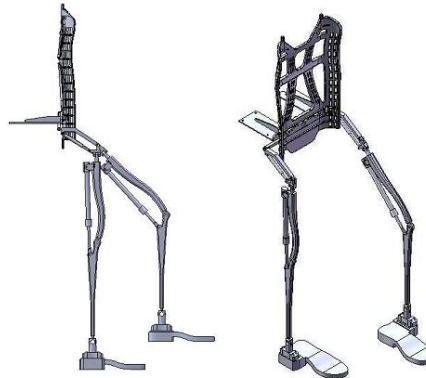


Figura 2.44. Prototipo virtual del exoesqueleto de la Universidad de Jiaotong

Más tarde ese mismo año se presenta un análisis estructural y modal de un exoesqueleto por parte de la Universidad de Shanghái. Este análisis se caracteriza por señalar la omisión de los accesorios de conexión como tornillos y tuercas, ya que a consideración de los autores, estos accesorios tienen un pequeño efecto sobre la rigidez general del exoesqueleto. Se propone un factor de seguridad 2.2 para la aleación de aluminio LY12 y se observan los resultados para los criterios de falla de energía de distorsión y esfuerzo cortante máximo, así como la deformación en piezas críticas de la estructura [75].

En 2013, la Universidad de Ciencia y Tecnología de Changchun en China presenta el análisis estático de un exoesqueleto. Se presenta el prototipo virtual de un exoesqueleto de aluminio de tres GDL, con movimientos únicamente en el plano sagital. Las simulaciones se llevaron a cabo considerando tres casos de carga: ambos pies apoyados sobre el suelo, un pie apoyado sobre el suelo y pie derecho apoyado sobre el suelo con la punta del pie izquierdo tocando el suelo. En los tres casos, la estructura está sometida a una carga de 1200 N en la dirección vertical. Los resultados muestran que los esfuerzos sobrepasan la resistencia del material y se propone un segundo cálculo [76].

2.2.3 Comentarios de la revisión del estado del arte

En resumen, en esta sección fueron identificados distintos exoesqueletos presentados desde el inicio del desarrollo de estos dispositivos hasta los exoesqueletos, órtesis activas y rehabilitadores CPM que tuvieran características distintivas en su diseño en relación con las características del exoesqueleto desarrollado en este trabajo. De forma similar, se hizo mención para aquellos dispositivos destinados a las extremidades inferiores que utilizaron en cierta medida las señales mioeléctricas para el control del dispositivo. En la Tabla 2.8 se resumen los dispositivos mencionados a lo largo de esta sección. Se hizo mención también al desarrollo histórico en el área de las señales mioeléctricas, su evolución en el tiempo desde el entendimiento del comportamiento de los músculos hasta las distintas aplicaciones de estas señales en el área clínica y de rehabilitación.

Tabla 2.8. Resumen del estado del arte de exoesqueletos

Año	Dispositivo / Institución	Tipo	Localización	Tipo de actuador	Grados de libertad (GDL)	Control mioeléctrico
1961	Man-amplifier de Cornell Aeronautical Labs	Extensor	Cuerpo completo	Actuadores hidráulicos	26	✗
1966	Hardiman de General Electric	Extensor	Cuerpo completo	Motores hidráulicos	30	✗
1968	Universidad de Wisconsin	Ortopédico	Extremidades inferiores	Actuadores hidráulicos	14	✗
1969	Instituto Mihailo Pupin	Ortopédico	Extremidades inferiores	Actuadores neumáticos	✗	✗
1981	Universidad de Titograd	Órtesis activa	Pie-tobillo	Motores eléctricos	✗	✗
2002	Kanagawa Power Suit (Nurse exoskeleton)	Extensor	Cuerpo completo	Actuadores neumáticos	✗	✗
2004	Instituto Tecnológico de Massachussets	Órtesis activa	Pie-tobillo	Resortes y amortiguadores	1	✗
2005	Universidad de Michigan	Órtesis activa	Extremidades inferiores	Actuadores neumáticos	1	✓
2005	Exoesqueleto de DARPA/MIT	Extensor	Extremidades inferiores	Resortes y amortiguadores	8	✗
2006	BLEEX de DARPA/Universidad de Berkeley	Extensor	Extremidades inferiores	Actuadores hidráulicos	14	✗
2007	HAL-5 de la Universidad de Tsukuba	Extensor/Ortopédico	Cuerpo completo	Motores eléctricos	✗	✓
2009	ALEX de la Universidad de Delaware	Órtesis activa	Extremidades inferiores	Motores eléctricos	4	✗
2009	Hybrid Assistive Limb de la Universidad de Tsukuba	Ortopédico	Extremidades inferiores	Motores eléctricos	3	✓
2010	Universidad Tecnológica de Malasia	Ortopédico	Extremidades inferiores	Motor eléctrico con leva-seguidor	1	✗
2011	Exoesqueleto pasivo con tendones artificiales	Ortopédico	Extremidades inferiores	Resortes	4	✗
2012	Exoesqueleto de la Universidad SRM	Ortopédico	Extremidades inferiores	Actuadores neumáticos	3	✗
2013	Rehabilitador de tobillo de cenidet	Ortopédico	Pie-tobillo	Actuador eléctrico	1	✓
2013	Exoesqueleto del Tecnológico de Monterrey	Ortopédico	Extremidades inferiores	Motores eléctricos	8	✓

A partir de los diseños revisados en el estado del arte fue posible observar la ausencia de exoesqueletos enfocados a la rehabilitación previa al ciclo de marcha; tanto en el diseño de sus estructuras mecánicas como en la instrumentación utilizada para la asistencia al usuario. Con base en estas observaciones, este trabajo propone un nuevo diseño de exoesqueleto para la rehabilitación activa de la articulación de cadera que permita el uso en posiciones desde decúbito, hasta sedestación y bipedestación en movimientos de flexión y extensión; actuado por un motor eléctrico, con una estructura de bajo peso, bajo costo y que permita realizar los movimientos de asistencia a voluntad del usuario a partir de las señales mioeléctricas de su pierna “no-afectada” al realizar un procesamiento en tiempo real y considerando los alcances y limitaciones listados en el Capítulo 1. El algoritmo propuesto para el procesamiento de las señales mioeléctricas registradas en la pierna “no-afectada” está basado en un algoritmo de detección de activación muscular del estado del arte con consideraciones adicionales propuestas cuando el registro de señales mioeléctricas se realiza en dos músculos de forma simultánea.

Capítulo 3

Metodología

A partir de los trabajos revisados en el capítulo anterior, se propone desarrollar un nuevo diseño de exoesqueleto para rehabilitación de miembros inferiores. La metodología propuesta en este proyecto busca obtener un prototipo de exoesqueleto a partir del análisis estructural de los eslabones que componen cada segmento correspondiente a los miembros inferiores teniendo en cuenta los cambios de sección transversal necesarios para el ensamble respetando un diseño universal izquierda/derecha adaptable a distintas longitudes en los segmentos de las piernas, entre otras consideraciones biomecánicas de importancia para el diseño de exoesqueletos. Posteriormente se trabaja sobre la adquisición y procesamiento de señales mioeléctricas en músculos seleccionados para la flexión y extensión de la articulación de cadera con el objetivo de identificar características que permitan el uso de estas señales como señales de control en tiempo real para la transmisión de movimiento del motor a la estructura del exoesqueleto y ofrecer asistencia al movimiento del usuario.

3.1 Diseño del exoesqueleto

Antes de implementar actuadores, instrumentos y un algoritmo de control, es necesario definir una adecuada estructura mecánica que habilite la usabilidad del exoesqueleto. El diseño de dispositivos mecánicos que funcionan en relación con las extremidades del cuerpo humano requiere tener presente ciertas consideraciones particulares del sistema humano y del sistema mecánico debido a que ambos sistemas trabajan en paralelo. Esta sección presenta consideraciones a tomar para abordar el cumplimiento de la cinemática, las dimensiones antropométricas consideradas, condiciones de operación del exoesqueleto y la forma seleccionada para la transmisión de movimiento del exoesqueleto al usuario.

La Tabla 3.1 presenta las especificaciones de diseño consideradas para el prototipo. La estructura completa del exoesqueleto se presenta en la Figura 3.1. A lo largo de esta sección se presentan las consideraciones y cálculos realizados para su dimensionamiento y ensamble.

Tabla 3.1. Especificaciones de diseño del exoesqueleto.

Especificaciones de diseño	
Articulaciones activas	Cadera
Articulaciones pasivas	Rodilla, tobillo
Transmisión de movimiento	Servomotor acoplado a una caja reductora en actuación directa
Rango de movimiento	A partir de la posición anatómica: <ul style="list-style-type: none"> • Cadera 20° en extensión y 120° en flexión • Rodilla 0° en extensión y 120° en flexión • Tobillo 50° extensión y 30° flexión
Velocidad angular	Hasta 60°/s en la articulación activa
Altura cadera-tobillo	Variable desde 800 mm hasta 1050 mm
Material	Aluminio y acero
Masa total	11.72 kg.
Control	<ul style="list-style-type: none"> • Posición angular de eslabón del muslo medida con potenciómetro • Caracterización de la señal mioeléctrica para la detección de activación muscular
Músculos seleccionados	Recto femoral y semitendinoso

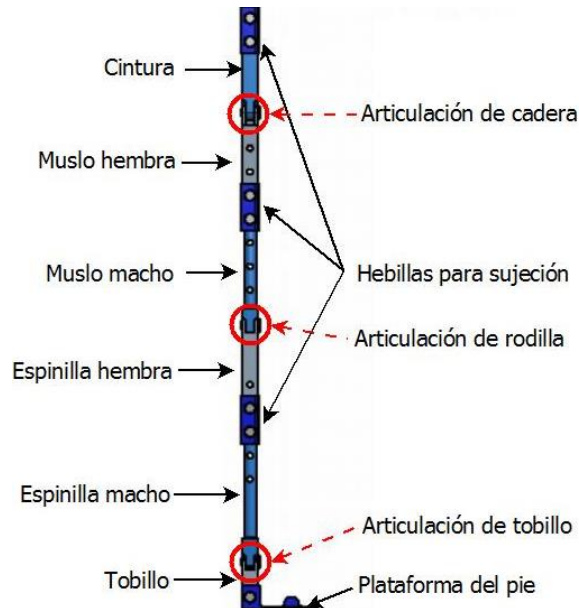


Figura 3.1. Ensamble completo del exoesqueleto en vista frontal.

3.1.1 Consideraciones biomecánicas

- Rangos de movimiento

Los rangos de movimiento considerados para este trabajo se presentan en la Tabla 3.2 a partir de los datos de arcos de movimiento en flexión y extensión presentados en la sección 2.1.5.2.

Tabla 3.2. Rangos de movimiento considerados en las articulaciones del exoesqueleto.
Los valores de 0° son considerados a partir de la posición anatómica.

Articulación	Rango en flexión	Rango en extensión
Cadera	120°	-20°
Rodilla	120°	0
Tobillo	50°	-30°

- *Variación de longitud en eslabones*

Se utilizó como referencia un estudio antropométrico realizado por la Universidad de Guadalajara en algunos segmentos de la población mexicana para identificar las dimensiones relacionadas con las extremidades inferiores [77]. Las dimensiones correspondientes a los miembros inferiores que fueron observadas en el estudio antropométrico tomaron en cuenta las variaciones en la longitud de los segmentos del muslo, espinilla y altura al tobillo, como se muestra en la Figura 3.2.

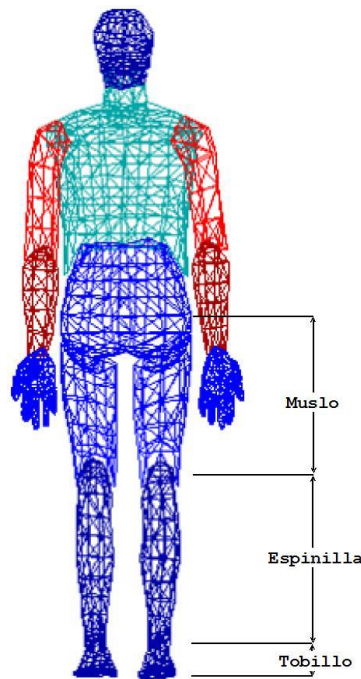


Figura 3.2. Dimensiones observadas en el estudio antropométrico de la población mexicana.

Se tomaron datos a partir del estudio antropométrico y se definieron rangos de longitud en las dimensiones correspondientes a los eslabones de muslo, espinilla y altura del tobillo. Los valores seleccionados se presentan en la Tabla 3.3. Como se puede observar, la altura del eslabón de tobillo se mantiene constante, esto se debe a que de acuerdo a los datos observados en el estudio antropométrico, para el percentil 95 de la población mexicana de jóvenes adultos y adultos mayores, existe una variación de 25 mm. Tal variación se consideró mínima como para dotar al eslabón de tobillo como un eslabón con capacidad de variar su longitud. El desajuste que pueda existir entre la articulación de la estructura con respecto a la articulación natural del tobillo del usuario puede provocar fuerzas reactivas en la interfaz exoesqueleto-usuario, sin

embargo, dichas fuerzas pueden ser compensadas al seguir recomendaciones de sujeción como las señaladas en la sección 2.1.5.3.

La Figura 3.3 muestra las dimensiones máxima y mínima (desde la plataforma del pie hasta la articulación de cadera) que toma el exoesqueleto al variar entre los rangos definidos. La geometría de los eslabones considera los límites de los rangos de movimiento de cada una de las articulaciones para dar un bloqueo mecánico como medida de seguridad para impedir que la estructura alcance posiciones más allá de la capacidad humana promedio. Esta característica en la geometría de los eslabones se presentará en la sección 3.1.4.

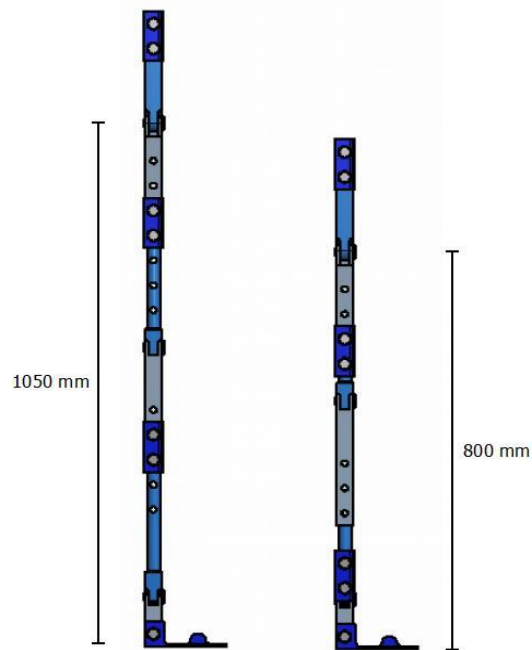


Figura 3.3. Altura máxima y mínima de la estructura del exoesqueleto. El eslabón de soporte por encima de la articulación de cadera no es considerado para la longitud de la pierna.

Tabla 3.3. Dimensiones de eslabones.

Miembro	Dimensión (mm)	
Muslo	Largo	300 – 450
Espinilla	Largo	400 – 500
Tobillo	Altura	100

- *Interfaz exoesqueleto-usuario*

La acción del exoesqueleto hacia el cuerpo humano representa un desafío debido a la baja rigidez de la piel humana. Esta característica dificulta el seguimiento del movimiento de la pierna y especialmente la transmisión de fuerzas hacia el cuerpo del usuario. La revisión del estado del arte ha mostrado que el uso de correas es la forma más común de asegurar el dispositivo con el cuerpo [38, 78].

El diseño del exoesqueleto presentado considera sujeción con el cuerpo del usuario en la cintura, muslo, espinilla y pie. Se propone el uso de una faja y correas de fibras de nylon 600D junto con hebillas metálicas ensambladas en la estructura del exoesqueleto. Para contextualizar, en aplicaciones de seguridad una correa de nylon 600D de 19 mm de ancho pesa 90 gr. y tiene una capacidad de carga de hasta 140 kg. [79, 80]. En la nomenclatura del nylon, la letra D representa *Denier*, una unidad de medida que describe la densidad de masa lineal del material, calculada por la masa en gramos de una hebra de 9 000 metros (un *Denier* es la masa de una hebra de seda de 9 000 metros) [81, 82]. Las propiedades elásticas del nylon 600D se presentan en la Tabla 3.4 [83]. Las correas de nylon están sujetas a la estructura del exoesqueleto a través de hebillas de placa de aluminio de 3/16" de acuerdo a los perfiles comerciales. La geometría de las hebillas se puede observar en la Figura 3.4.

Tabla 3.4. Propiedades elásticas del nylon 600D.

Modulo elástico E (GPa)	Resistencia última a la tensión S_u (MPa)	Resistencia a la fluencia S_y (MPa)
2 – 4	45 – 90	45

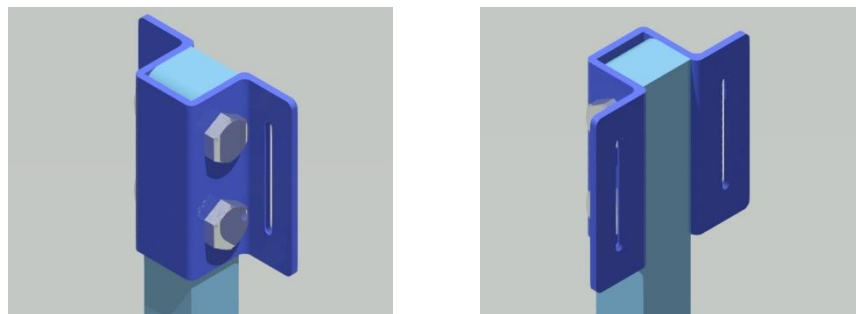


Figura 3.4. Dos vistas de la hebilla para las correas de nylon en la interfaz exoesqueleto-usuario para la sujeción con la cintura del usuario.

La posición que llevan las hebillas para correas en la estructura sigue las recomendaciones presentadas en la sección 2.1.5.3 acerca de las zonas a evitar en los miembros inferiores debido a la dificultad para que la cinemática de la pierna humana coincida de forma exacta con la cinemática del exoesqueleto. Las hebillas para correas conectan al usuario con la estructura del exoesqueleto en la cintura, parte media del muslo y en la parte media de la espinilla. La plataforma correspondiente al pie cuenta con una geometría que permite colocar correas sin agregar una hebilla.

3.1.2 Material

Entre las características deseadas en el diseño del exoesqueleto se busca tener una buena relación peso-resistencia, buena maquinabilidad y bajo costo. La revisión del estado del arte y la disponibilidad de materiales tienden a mostrar el aluminio como mejor opción [7, 65, 84, 85, 86]. Se utiliza la aleación comercial de aluminio 6061-T6 para los eslabones y pasadores de las articulaciones. Se presentan algunas propiedades mecánicas de este material en la Tabla 3.5.

Tabla 3.5. Algunas propiedades mecánicas del aluminio 6061-T6

Propiedad	Aluminio 6061-T6
Resistencia a la fluencia S_y	240 MPa
Resistencia última S_u	260 MPa
Relación de Poisson ν	0.33
Módulo elástico E	70 GPa
Módulo de rigidez G	26 GPa
Resistencia al cortante τ_y	140 MPa
Resistencia ultima al cortante τ_u	165 MPa

3.1.3 Factor de seguridad

En [87] se propone un método para determinar un factor de seguridad basado en la calidad y el conocimiento de datos y propiedades de los materiales disponibles, condiciones de entorno esperadas y la precisión de los modelos de análisis de cargas y esfuerzos aplicados. Para determinar el factor de seguridad es necesario observar y seleccionar los factores listados en la Tabla 3.6 en cada una de las tres categorías con base al juicio del diseñador.

El factor de seguridad es seleccionado como el mayor de los factores identificados en los tres aspectos presentados. Para el exoesqueleto desarrollado en este trabajo se ha seleccionado un factor de seguridad igual a 2.

Tabla 3.6. Factores utilizados para determinar un factor de seguridad en materiales dúctiles. Reproducida de [87].

Información	Calidad de la información	Factor
F1		
<i>Datos del material disponibles de pruebas</i>	El material utilizado fue realmente probado	1.3
	Datos representativos del material disponibles a partir de pruebas	2
	Datos suficientemente representativos del material disponibles a partir de pruebas	3
	Datos poco representativos del material disponibles a partir de pruebas	5+
F2		
<i>Condiciones del entorno en el cual se utilizará</i>	Idénticas a las condiciones de prueba del material	1.3
	Esencialmente en un entorno de ambiente de habitación	2
	Entorno moderadamente agresivo	3
	Entorno extremadamente agresivo	5+
F3		
<i>Modelos analíticos para carga y esfuerzos</i>	Los modelos han sido probados contra experimentos	1.3
	Los modelos representan al sistema con precisión	2
	Los modelos representan al sistema aproximadamente	3
	Los modelos son una burda aproximación	5+

3.1.4 Geometría de eslabones

En los extremos de cada eslabón, en la zona donde se localiza el orificio que permite la articulación con el siguiente eslabón, se define una geometría que permite un bloqueo mecánico en los valores angulares correspondientes a los límites establecidos en los rangos de movimiento como medida de seguridad para evitar que la estructura alcance posiciones no deseadas que puedan llevar al usuario a una lesión. Las geometrías dadas en los extremos de los eslabones se muestran en la Figura 3.5. El orificio para el pasador en el eslabón correspondiente a la articulación de cadera tiene un diámetro mayor al de los otros eslabones debido a que la articulación de cadera es la articulación actuada en el exoesqueleto, por lo que el pasador está formado por una geometría que permite un ensamble entre el exoesqueleto y el eje del motor como se verá en la sección 3.1.10. Los eslabones con la articulación de rodilla y tobillo utilizan pasadores de articulación simples.

La condición de variación de longitud en los eslabones correspondientes al muslo y la espinilla del usuario se logra al dividir cada uno de estos dos eslabones en dos partes, una mitad con geometría tipo macho y otra mitad con geometría tipo hembra. Una sección de esta configuración se presenta en la Figura 3.6. La variación en la longitud se presenta al dotar al perfil con orificios transversales unidos con pernos. El dimensionamiento de los pernos y la separación entre estos (y por tanto, los intervalos para variar la longitud) se presentan a detalle en la sección 3.1.7.

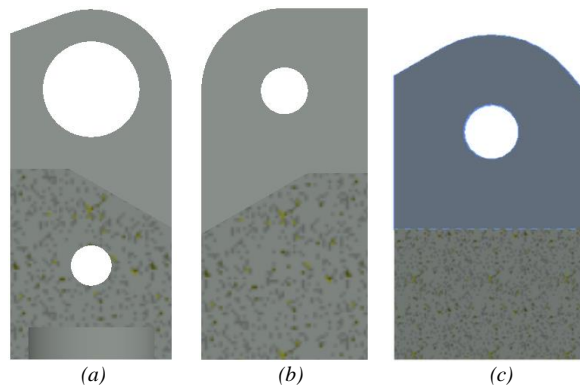


Figura 3.5. Diseño de eslabones con geometría para limitar los rangos de movimiento angulares.
 (a) Articulación en la cadera, (b) articulación en la rodilla, (c) articulación en el tobillo.

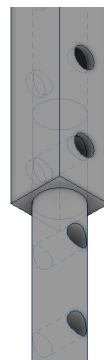


Figura 3.6. Geometría para la variación de longitud en eslabones de muslo y pantorrilla.

3.1.5 Dimensionamiento de las secciones transversales

Considerando que es necesario que la estructura no interfiera con el movimiento natural del ser humano, se busca que la configuración de la estructura del exoesqueleto actúe en paralelo con respecto a la parte externa de la pierna del usuario.

Para definir la sección transversal en cada segmento de la estructura, se parte de las posibles posiciones planteadas para una sesión de terapia física con el uso del exoesqueleto (decúbito, sedestación y bipedestación, sección 2.1.3) y se identifican las tres posiciones críticas mostradas en la Figura 3.7. Es importante señalar que las siguientes consideraciones suponen que las articulaciones de la estructura tienen la capacidad de bloquear su posición angular para los casos identificados. Esto representaría un escenario donde el exoesqueleto esté dotado de actuadores en las tres articulaciones, lo que permitiría dicho bloqueo.

El primer caso crítico se observa cuando el usuario lleva el exoesqueleto y se encuentra en posición de decúbito (Figura 3.7a). En esta posición se presenta el caso donde el usuario contaría con apoyo hasta la zona lumbar y mantuviera la pierna suspendida (junto con la estructura) en posición horizontal, en una condición de voladizo. La estructura se encontraría sometida a flexión debido al voladizo (visto desde la cadera hasta el pie a lo largo del plano sagital, soportando el peso de la pierna y de la estructura) y sometida a torsión debido al peso de la pierna con respecto de la distancia (en el plano coronal) entre el centro de gravedad de la pierna y el punto de apoyo en la estructura.

El segundo caso se observa con el paciente en posición de sedestación (Figura 3.7b). Si el usuario realiza un movimiento de sedestación hacia bipedestación (*sit-to-stand*, sección 2.1.5.4), los eslabones correspondientes a los muslos deben soportar el peso del tronco y muslos del usuario durante un instante, sometándose ambos eslabones a una condición similar a una viga en voladizo con el soporte fijo para el eslabón del muslo colocado en el extremo correspondiente a la articulación de rodilla.

La tercera posición crítica se observa con el usuario en posición de bipedestación (Figura 3.7c). Cuando el usuario recarga el peso de todo su cuerpo sobre una pierna (y por lo tanto, transfiriendo el peso total sobre una pierna del exoesqueleto). En este caso la estructura es analizada como una columna sometida a una carga excéntrica.

Para los análisis sobre los casos de carga se plantea una carga total de 100 *kg.*, distribuidos entre el peso de un usuario de 80 *kg.* y 20 *kg.* para el peso de actuadores y accesorios para el sistema de control del exoesqueleto.

Se analizaron los tres casos planteados para definir las dimensiones del perfil de la sección transversal en la estructura. Después de realizar iteraciones con distintas geometrías en los casos de carga, se concluyó que el tercer caso corresponde a la mayor carga crítica, por lo que a partir de este caso se definen las dimensiones de los perfiles. Se presentan los cálculos para los tres casos a partir de los perfiles calculados.

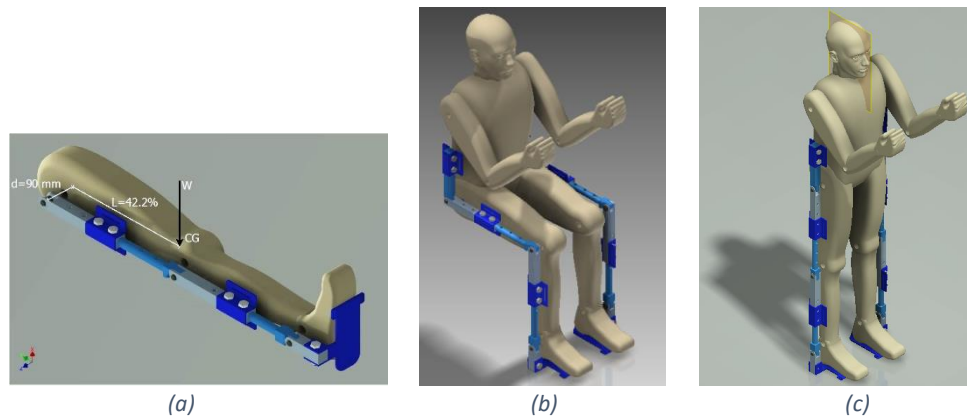


Figura 3.7. Exoesqueleto y usuario en las posiciones seleccionadas para tres posibles casos críticos de carga. (a) Decúbito, (b) sedestación y (c) bipedestación

Partiendo del tercer escenario, se analiza una pierna del exoesqueleto sometida a una carga de 981 N que debe resistir sin sobrepasar la resistencia a la fluencia con un factor de seguridad de 2. Con el objetivo de tener una primera aproximación a las dimensiones del perfil para los eslabones, en un primer acercamiento no se consideran cambios de sección transversal (concentradores de esfuerzo) ni conexiones entre eslabones.

Se utiliza la fórmula de la secante para columnas [88, 89] para hallar la carga crítica que haría que una columna sometida a una carga excéntrica sufriera una deflexión:

$$\frac{P}{A} = \frac{S_{yc}}{1 + \left(\frac{ec}{k^2}\right) \sec\left(\frac{l_{ef}}{k} \sqrt{\frac{P}{4EA}}\right)}$$

(3-1)

donde

- P = Carga crítica
- A = Área de la sección transversal
- E = Modulo elástico
- S_{yc} = Resistencia a la fluencia a la compresión
- e = Excentricidad
- c = Distancia del centroide al extremo de la sección transversal
- l_{ef} = Longitud efectiva
- k = Radio de giro

Para hallar la carga crítica se realizó un cálculo iterativo utilizando la ecuación (3-1) para perfiles sólidos y perfiles tubulares con una excentricidad equivalente a la cuarta parte del ancho de una cadera de 45 cm (valor máximo a partir del percentil 95 presentado en [77]) y una longitud efectiva igual a $0.5l$, que es equivalente a una columna con soportes empotrados en sus extremos, donde l representa la longitud de la columna. Como se observa en la Figura 3.8.

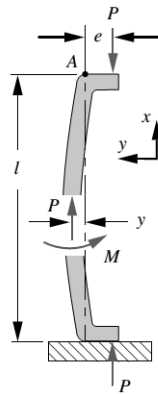


Figura 3.8. Columna con carga excéntrica. Tomada de [88].

Para que la estructura pueda estar dotada de características como bloqueo mecánico en los límites de los arcos de movimiento y variación de longitud de los eslabones, es necesario que la sección transversal de los eslabones adopte geometrías de barra sólida y de perfil tubular. Se realizaron cálculos con ambos perfiles para obtener las dimensiones que soportarían la carga dada con un factor seguridad de 2 suponiendo hasta este punto que las barras no tienen concentradores de esfuerzos a lo largo de su longitud.

A partir del programa de Matlab descrito en el Anexo A se introdujeron los datos correspondientes para la ecuación (3-1) y se iteró el cálculo de las dimensiones de perfiles comerciales hasta que se cumplió la condición de un factor de seguridad mayor o igual a 2. La longitud de la columna se definió por el eslabón de mayor longitud, correspondiente al eslabón de la espinilla con 500 mm, ya que las columnas con menor longitud tienden a resistir una carga crítica mayor [88, 89]. La Tabla 3.7 muestra los perfiles que cumplieron con las condiciones planteadas.

Se puede observar que los perfiles seleccionados superan con facilidad el factor seguridad de 2. Sin embargo, como todo proceso de diseño, las iteraciones en los cálculos de esfuerzos y de concentradores de esfuerzos requirieron consideraciones que modificaron las dimensiones de los perfiles hasta los valores presentados. En las siguientes secciones se detallan los cálculos considerados.

Tabla 3.7. Perfiles calculados para el caso de la idealización de la pierna del exoesqueleto como una columna bajo una carga excéntrica y factor de seguridad con respecto del esfuerzo de fluencia del material.

Perfil	Carga crítica (N)	F.S.
Circular 1"	3 338	3.4
Tubular cuadrado 1 1/4" (espesor de pared de 1/8")	6 238	6.3

3.1.5.1 Cálculo de esfuerzos en la estructura: Posición de decúbito

Para el escenario donde el usuario se encuentra en posición decúbito como se muestra en la Figura 3.9, los eslabones del exoesqueleto se encuentran sometidos a flexión si se observa desde el plano sagital y a torsión si se observa desde el plano transversal, en ambos casos la estructura

debe soportar su propio peso y el peso de la pierna del usuario. Se utilizan los modelos clásicos para la estimación del esfuerzo tomando como base las dimensiones de los perfiles definidos en la Tabla 3.7.

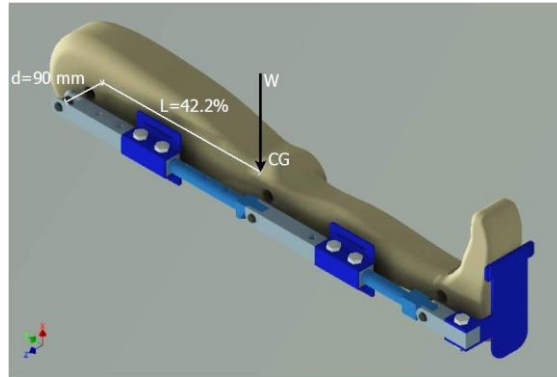


Figura 3.9. Posición de decúbito en la pierna del exoesqueleto. El centro de masa de la pierna se estima al 42.2% del total de la longitud de la pierna a partir de la articulación de cadera.

Debido a las articulaciones y longitud de eslabones, en el caso de carga en flexión, el eslabón correspondiente al muslo es el que se encuentra sometido a una carga mayor que la de los demás eslabones de la estructura. Se utiliza el modelo para el esfuerzo flexionante máximo en vigas:

$$\sigma = \frac{Mc}{I} \tag{3-2}$$

El momento que actúa sobre el eslabón se calcula con el peso correspondiente de la pierna de acuerdo a las proporciones dadas en la Tabla 2.7 para un peso total de 981 N con un brazo de palanca del 42% de la longitud total de la pierna. En el caso de la longitud más larga del exoesqueleto en todos sus eslabones, el brazo de palanca corresponde a 443.1 mm. El peso de la pierna en proporción corresponde a un valor de 161.86 N. El momento M que actúa en el eslabón del muslo con respecto a la articulación de cadera cuando el paciente se encuentra en decúbito resulta entonces de 71.7223 Nm. Los resultados de los cálculos para los dos perfiles seleccionados se muestran en la Tabla 3.8.

Tabla 3.8. Cálculo de esfuerzo flexionante máximo para perfiles seleccionados y caso crítico de carga con el paciente en decúbito.

Perfil	Distancia c (m)	Segundo momento de área I (m ⁴)	Esfuerzo flexionante máximo σ (Pa)
Circular 1"	12.7×10^{-3}	2.0432×10^{-8}	44.6×10^6
Tubular cuadrado 1 1/4" (espesor de pared de 1/8")	15.875×10^{-3}	4.9997×10^{-8}	22.73×10^6

El cálculo correspondiente a la torsión de los eslabones se realiza de forma similar. Se considera el cálculo sobre el eslabón correspondiente al muslo debido a que para esta posición, es el eslabón más cercano al punto fijo en la cadera y soporta la mayor parte del peso de la pierna y la estructura del exoesqueleto. El peso de la pierna es de 161.86 N con un brazo de palanca

de 90 mm, resultando en un momento torsor $T = 14.567 Nm$. Para el segmento redondo (macho) del eslabón del muslo se utiliza el modelo para el esfuerzo máximo torsional en barras redondas:

$$\tau = \frac{Tc}{J} \quad (3-3)$$

donde T es el par de torsión, c es la distancia desde el centro de la sección transversal hasta el extremo y J es el momento polar de inercia de la sección transversal. Se toma el valor de T y el valor de c utilizado en los cálculos de flexión y se calcula el valor de J para el perfil circular. El esfuerzo que resulta del cálculo es

$$\tau = \frac{(14.567 Nm)(12.7 \times 10^{-3} m)}{4.0863 \times 10^{-8} m^4} = 4.5273 \times 10^6 Pa.$$

Para este caso de carga, bajo la combinación de cargas torsional y flexionante debido a la excentricidad de la carga, existe un punto en la sección transversal donde se localiza el esfuerzo máximo con ambos casos de carga. A partir de estos esfuerzos y la ecuación (3-4) se encuentran los esfuerzos principales para el perfil con sección circular:

$$\sigma_{1,2} = \frac{\sigma}{2} \pm \sqrt{\left(\frac{\sigma}{2}\right)^2 + \tau^2} \quad (3-4)$$

$$\sigma_{1,2} = \frac{44.6 MPa}{2} \pm \sqrt{\left(\frac{44.6 MPa}{2}\right)^2 + (4.5273 MPa)^2}$$

$$\sigma_1 = 45.0549 MPa$$

$$\sigma_2 = -0.4549 MPa$$

Se considera el criterio de la máxima energía de distorsión, donde se establece que la falla ocurre cuando la energía de distorsión por volumen unitario excede el valor correspondiente a la falla de una prueba de tensión simple. Con base en este criterio se realiza el cálculo a partir de la ecuación (3-5).

$$\sigma' = \sqrt{\sigma_1^2 - \sigma_1\sigma_2 + \sigma_2^2} \quad (3-5)$$

$$\sigma' = \sqrt{(45.0549)^2 - (45.0549)(-0.4549) + (-0.4549)^2} = 45.284 MPa$$

Este nivel de esfuerzo representa una resistencia en el perfil redondo equivalente a un factor seguridad de 3.09.

Para calcular los esfuerzos de torsión en una barra con perfil no-circular (hembra) se utiliza el modelo para la determinación de esfuerzos en elementos no circulares sujetos a carga torsional

en barras rectas con sección transversal rectangular uniforme [90]. El máximo esfuerzo cortante en un elemento no circular sometido a torsión se calcula con la ecuación (3-6):

$$\tau = \frac{T}{c_1 ab^2} \quad (3-6)$$

donde a y b representan la longitud del lado más ancho y el más angosto de la sección transversal, respectivamente. Para este caso, el valor es igual para ambas literales debido a la sección cuadrangular. El coeficiente c_1 depende de la razón a/b como se muestra en la Tabla 3.9.

Tabla 3.9. Coeficientes para barras rectangulares en torsión. Reproducida de [90].

a/b	c ₁
1.0	0.208
1.2	0.219
1.5	0.231
2.0	0.246
2.5	0.258
3.0	0.267
4.0	0.282
5.0	0.291
10.0	0.312
∞	0.333

Con el valor de la torsión $T = 14.567 \text{ Nm}$, una relación $a/b = 1$ y las dimensiones del perfil cuadrado de 31.75 mm ($1 \frac{1}{4}$ " de lado, el esfuerzo resulta

$$\tau = \frac{(14.567 \text{ Nm})}{(0.208)(0.03175\text{m})(0.03175\text{m})^2} = 2.1881 \times 10^6 \text{ Pa}$$

En el perfil cuadrado, al igual que en el redondo, bajo la combinación de cargas torsional y flexionante debido a la excentricidad de la carga, existe un punto en la sección transversal donde se localiza el esfuerzo máximo para ambos casos de carga. A partir de estos esfuerzos se encuentran los esfuerzos principales utilizando la ecuación (3-4)

$$\sigma_{1,2} = \frac{\sigma}{2} \pm \sqrt{\left(\frac{\sigma}{2}\right)^2 + \tau^2} = \frac{22.73 \text{ MPa}}{2} \pm \sqrt{\left(\frac{22.73 \text{ MPa}}{2}\right)^2 + (2.1881 \text{ MPa})^2}$$

$$\sigma_1 = 22.9387 \text{ MPa}$$

$$\sigma_2 = -0.2087 \text{ MPa}$$

Se considera el criterio de la máxima energía de distorsión, donde se establece que la falla ocurre cuando la energía de distorsión por volumen unitario excede el valor correspondiente a la falla de una prueba de tensión simple. De la ecuación (3-5):

$$\sigma' = \sqrt{(22.9387)^2 - (22.9387)(-0.2087) + (-0.2087)^2} = 23.9437 \text{ MPa}$$

Este nivel de esfuerzo representa una resistencia en el perfil redondo equivalente a un factor seguridad mayor a 5.

3.1.5.2 Cálculo de esfuerzos en la estructura: Posición de sedestación

Cuando el usuario se encuentra en posición de sedestación, dispuesto a realizar un movimiento hacia bipedestación, el tronco se mueve en dirección anterior y posteriormente los músculos de los muslos inician la extensión en la articulación para otorgar al cuerpo un movimiento puramente vertical [44]. Al momento de despegar los glúteos del asiento, por un instante los eslabones correspondientes al muslo soportan el peso del cuerpo del usuario como se muestra en la Figura 3.10.



Figura 3.10. Exoesqueleto en posición de sedestación.

En esta posición se analiza el eslabón del muslo como una viga en voladizo sometida a flexión y a torsión. El centro de gravedad del cuerpo se encuentra aproximadamente al 71.5% de la longitud total del muslo (de 450 mm máximo) medido desde la articulación en la rodilla (Figura 3.11). Al idealizar este eslabón como una viga a flexión, el diagrama de momentos para hallar el momento máximo resulta como se observa en la Figura 3.12.

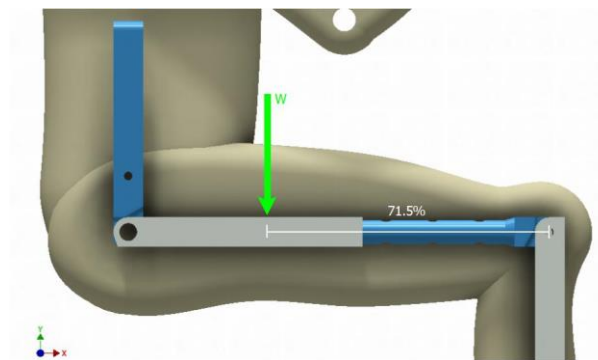


Figura 3.11. Localización horizontal del centro de gravedad del cuerpo del usuario en sedestación con respecto de la articulación de rodilla.

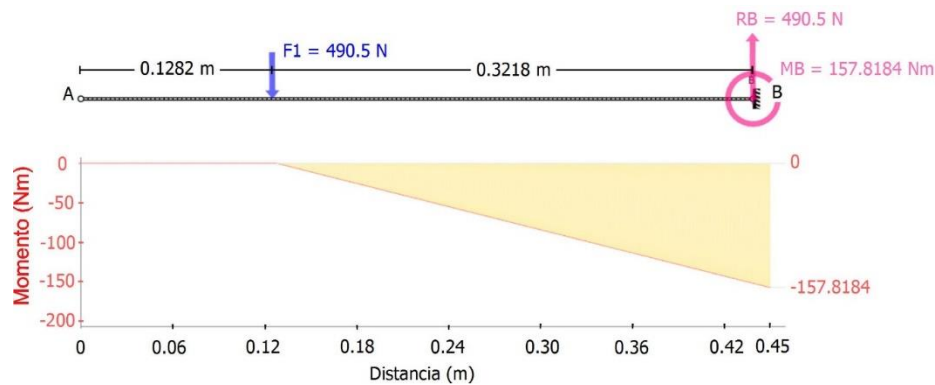


Figura 3.12. Diagrama de momentos para la idealización del eslabón correspondiente al muslo cuando el usuario se mueve de sedestación hacia bipedestación.

El momento máximo en el extremo fijo al soportar el peso de 490.5 N (en la articulación de la rodilla) es de 157.8184 Nm, el esfuerzo flexionante máximo se calcula a partir de la ecuación (3-2) para ambos perfiles.

Para el perfil circular

$$\sigma = \frac{Mc}{I} = \frac{(157.8184 \text{ Nm})(12.7 \times 10^{-3} \text{ m})}{2.0432 \times 10^{-8} \text{ m}^4} = 98.0958 \times 10^6 \text{ Pa}$$

Para el perfil tubular cuadrado

$$\sigma = \frac{Mc}{I} = \frac{(157.8184 \text{ Nm})(15.875 \times 10^{-3} \text{ m})}{4.9997 \times 10^{-8} \text{ m}^4} = 50.1073 \times 10^6 \text{ Pa}$$

A torsión, la carga de 490.5 N se aplica a 0.1125 m de distancia, correspondiente a la cuarta parte del ancho de una cadera de 45 cm (valor máximo a partir del percentil 95 presentado en [77]), lo que resulta en un momento torsionante de 33.1812 Nm. El esfuerzo debido a la torsión se calcula con la ecuación (3-3) para el perfil circular,

$$\tau = \frac{Tc}{J} = \frac{(33.1812 \text{ Nm})(12.7 \times 10^{-3} \text{ m})}{4.0863 \times 10^{-8} \text{ m}^4} = 17.15 \times 10^6 \text{ Pa}$$

y con la ecuación (3-6) para el perfil tubular cuadrado,

$$\tau = \frac{T}{c_1 ab^2} = \frac{(33.1812 \text{ Nm})}{(0.208)(0.03175 \text{ m})(0.03175 \text{ m})^2} = 8.2888 \times 10^6 \text{ Pa}.$$

Los esfuerzos principales se obtienen a partir de la ecuación (3-4) con ambos perfiles:

- Circular

$$\sigma_{1,2} = \frac{\sigma}{2} \pm \sqrt{\left(\frac{\sigma}{2}\right)^2 + \tau^2} = \frac{98.0958 \text{ MPa}}{2} \pm \sqrt{\left(\frac{98.0958 \text{ MPa}}{2}\right)^2 + (17.15 \text{ MPa})^2}$$

$$\sigma_1 = 101.0076 \text{ MPa}$$

$$\sigma_2 = -2.9118 \text{ MPa}$$

- Tubular cuadrado

$$\sigma_{1,2} = \frac{\sigma}{2} \pm \sqrt{\left(\frac{\sigma}{2}\right)^2 + \tau^2} = \frac{50.1073 \text{ MPa}}{2} \pm \sqrt{\left(\frac{50.1073 \text{ MPa}}{2}\right)^2 + (8.2888 \text{ MPa})^2}$$

$$\sigma_1 = 51.4428 \text{ MPa}$$

$$\sigma_2 = -1.3355 \text{ MPa}$$

A partir del criterio de máxima energía de distorsión (3-5) se encuentra el esfuerzo calculado para el punto máximo en el estado de esfuerzos de la sección transversal de cada perfil:

- Circular

$$\begin{aligned} \sigma' &= \sqrt{\sigma_1^2 - \sigma_1\sigma_2 + \sigma_2^2} = \sqrt{(101.0076)^2 - (101.0076)(-2.9118) + (-2.9118)^2} \\ &= 102.4945 \text{ MPa} \end{aligned}$$

- Tubular cuadrado

$$\begin{aligned} \sigma' &= \sqrt{\sigma_1^2 - \sigma_1\sigma_2 + \sigma_2^2} = \sqrt{(51.4428)^2 - (51.4428)(-1.3355) + (-1.3355)^2} \\ &= 52.1233 \text{ MPa} \end{aligned}$$

Con este escenario, la carga se soporta con un factor seguridad mínimo de 2.34 (correspondiente al perfil circular). Es posible concluir que el caso de carga dominante para una primera aproximación a los perfiles de sección transversal es la flexión debida a un caso donde la estructura se analiza como una columna sometida a una carga excéntrica y como una viga en voladizo para los eslabones del muslo.

3.1.6 Pasador de articulación

Los pasadores de articulación realizan la función de unión entre eslabones y permiten la rotación libre dentro de los rangos de movimiento. El diámetro de estos elementos se calcula con base a las condiciones de carga a las que están sometidos. En esta sección se abordan los cálculos para los pasadores localizados en la articulación de rodilla y tobillo. El pasador de la articulación de cadera transmite la fuerza del motor hacia la estructura del exoesqueleto; las consideraciones para la geometría de dicho pasador se presentan en la sección 3.1.10.

Para el caso de los pasadores utilizados en rodilla y tobillo, estos se encuentran sometidos a carga cortante y a flexión debido a la holgura entre el agujero y el pasador. La holgura

considerada es de $\frac{1}{16}$ ", de acuerdo a recomendaciones establecidas por el AISC (*American Institute of Steel Construction*) en [91] para pernos y pasadores. El cálculo en esta sección está destinado a definir el diámetro mínimo que resistiría las cargas dadas. La configuración del pasador como elemento de unión en el exoesqueleto se muestra en la Figura 3.13.

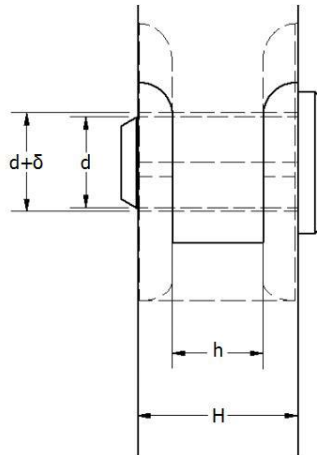


Figura 3.13. Pasador en la estructura del exoesqueleto. H es el ancho del perfil, h es el ancho de la "oreja" del eslabón superior, d el diámetro del perno y $d+\delta$ el tamaño del orificio con holgura.

El primer acercamiento al dimensionamiento del pasador se realiza sobre el caso de carga a flexión del pasador debido a la holgura δ . La carga a la que está sometido el pasador corresponde al peso de 981 N en el escenario donde el usuario deja que una sola pierna de la estructura soporte su peso completo. Se utiliza la ecuación (3-2) expresada en función del diámetro d del pasador para definir un valor que cumpla con la condición de factor seguridad mínimo de 2.

$$d = \sqrt[3]{\frac{32M}{\pi\sigma}}$$

(3-7)

En la ecuación (3-7), M es el momento flexionante máximo y σ es el esfuerzo normal permisible. El momento flexionante máximo se encuentra al obtener el diagrama de momentos del pasador como se muestra en la Figura 3.14. La holgura permite un cambio de pendiente a lo largo del pasador, lo que permite un análisis del pasador como una viga con soportes simples que se flexiona por el centro. El valor H corresponde a la dimensión del perfil cuadrado calculado en la sección 3.1.5.

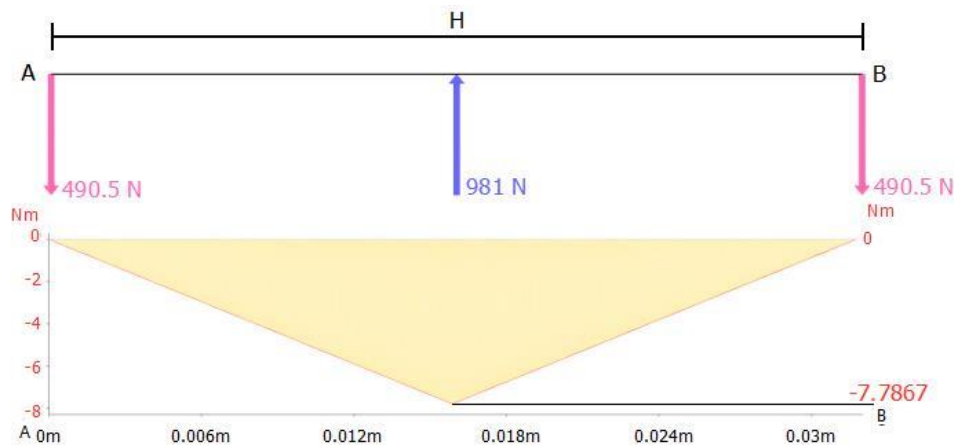


Figura 3.14. Diagrama de momentos del pasador sometido a la carga de 981 N. El pasador se representa como una viga cargada al centro con soportes simples en sus extremos.

Con el valor del momento máximo en el pasador, $M = 7.7867 Nm$. Para la ecuación (3-7) el esfuerzo permisible es igual a la división del esfuerzo de fluencia del aluminio por el factor de seguridad, que resulta en $\sigma = \sigma_{perm} = 120 MPa$. Se tiene

$$d = \sqrt[3]{\frac{32(7.7867 Nm)}{\pi(120 MPa)}} = 8.71 \times 10^{-3} m$$

que se llevaría al tamaño inmediato superior de 9 mm cuando el pasador se fabrica en aluminio.

Para el caso de carga a cortante, se realiza el cálculo utilizando la ecuación (3-8) para esfuerzo cortante puro en dos planos de corte con el diámetro $d = 9 mm$ y la carga cortante $V = 981 N$.

$$\tau = \frac{V}{2A} \tag{3-8}$$

$$\tau = \frac{981 N}{2 \left[\frac{\pi(0.009 m)^2}{4} \right]} = 7.71 MPa$$

El esfuerzo cortante para el diámetro de pasador de 9 mm es seguro para la carga dada con un factor de seguridad mayor a 15 cuando se somete a cortante, y un factor igual a 2 al estar sometido a flexión.

3.1.7 Pernos

Los pernos utilizados como elementos de unión en los eslabones se han seleccionado de acuerdo a recomendaciones del AISC para aplicaciones estructurales. Después de desarrollar el análisis para distintas especificaciones de pernos de acero, se selecciona la clase métrica 4.8 para pernos de acero y de tamaño M14x45. Las propiedades mecánicas de esta clase se presentan en la Tabla 3.10.

Tabla 3.10. Propiedades mecánicas de la clase métrica 4.8 de pernos de acero.

Clase de propiedad	Intervalo de tamaños	Resistencia de prueba mínima (MPa)	Resistencia mínima a la tensión F_u^b (MPa)	Resistencia mínima a la fluencia S_y (MPa)	Material
4.8	M1.6 - M16	310	420	340	Acero de bajo o medio carbono

De la clase y el tamaño seleccionados, se comprueba la resistencia de los pernos bajo las cargas dadas en la estructura del exoesqueleto. Los casos de carga son los mismos que se utilizaron para los pasadores en la sección anterior. El perno está sometido una carga de 981 N. Se considera que el perno tiene un diámetro de 14 mm con una holgura de 1.5875 mm (1/16") en los orificios. Se busca alcanzar por lo menos un factor de seguridad igual a 2. La colocación de los pernos en la estructura del exoesqueleto se puede observar en la Figura 3.15. Con este arreglo se cumple la función de variación de longitud y la sujeción de las correas que permiten la conexión entre la estructura y el usuario.

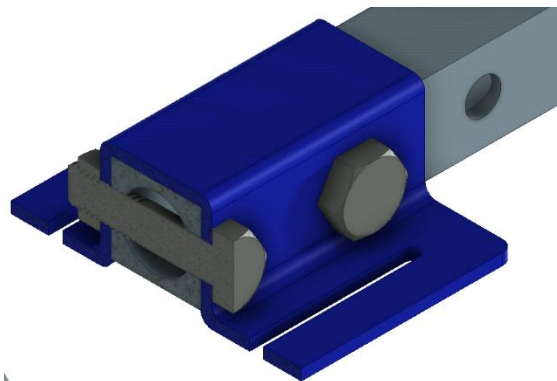


Figura 3.15. Pernos de alta resistencia en la estructura del exoesqueleto. Permiten la variación de longitud de los eslabones de muslo y espinilla y sostienen las hebillas que permiten la conexión entre el exoesqueleto y el usuario.

Para la flexión debida a la holgura con el orificio, es necesario conocer el momento máximo al centro del perno. La longitud de este será del ancho del perfil cuadrado más el espesor de las hebillas que llevan las correas de nylon. La longitud del perno se hace de cuando menos 41.275 mm (longitud comercial mínima de 45mm), que representa la distancia entre los apoyos. Su diagrama de momentos se observa en la Figura 3.16, el momento máximo es de 10.1227 Nm.

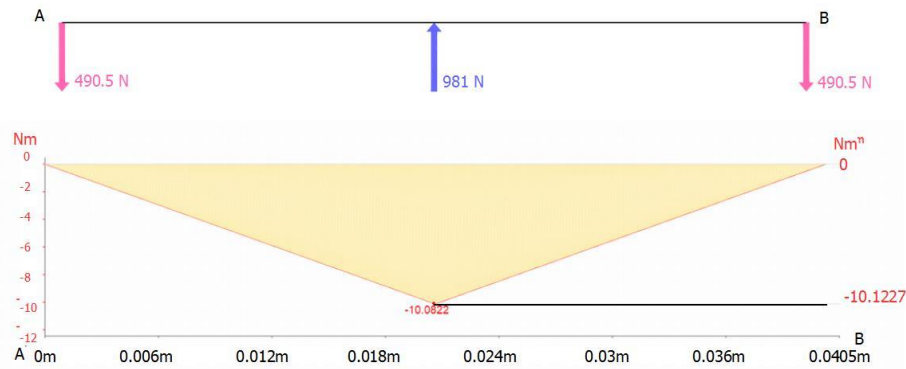


Figura 3.16. Diagrama de momentos del perno de alta resistencia sometido a la carga de 981N. Se representa como una viga cargada al centro con soportes simples en sus extremos.

Con el diámetro dado se obtiene el momento de inercia y se calcula el esfuerzo flexionante máximo a partir de la ecuación (3-2),

$$\sigma = \frac{Mc}{I} = \frac{(10.1227 \text{ Nm})(0.007 \text{ m})}{1.8857 \times 10^{-9} \text{ m}^4} = 37.5762 \text{ MPa}$$

que corresponde a un valor de esfuerzo que resiste la carga dada con un factor de seguridad de 2.6.

La resistencia a cortante en pernos toma en cuenta consideraciones adicionales al cálculo clásico debido a que en estos elementos mecánicos, la cuerda del perno se encuentra en uno de los planos de corte. Cuando las cuerdas están en el plano de corte, el área en la raíz de las cuerdas debe ser utilizada en lugar del área bruta de la sección transversal del perno. La resistencia nominal a cortante R_n se puede calcular como:

$$R_n = (0.8)(0.62F_u^b)(0.75A_b)m \quad (3-9)$$

donde

- R_n representa la resistencia del pasador en unidades de fuerza.
- El valor de 0.8 representa un factor de corrección debido a la longitud de la conexión. Este valor aplica para pernos de hasta 50 pulgadas de longitud. En [92] se menciona que el AISC propuso este factor para dar una reducción del 20% a la resistencia nominal al cortante en su especificación LRFD (*Load and Resistance Factor Design*) de 1993 del manual de construcción en acero [93].
- $0.62F_u^b$ es la resistencia nominal última al cortante. Se encontró de forma experimental que este valor se encuentra alrededor del 62% de la resistencia última a tensión [92].
- $0.75A_b$ es un factor de reducción en el área de la sección transversal bruta (sin cuerdas). De acuerdo a [92], el área a la raíz de la cuerda es de entre 70 y 75% del área bruta A_b .
- m es el número de planos de corte.

Al aplicar la ecuación (3-9), el cálculo resulta en una carga de resistencia de

$$R_n = (0.8)[0.62(420 \times 10^6 \text{ Pa})][0.75(1.5394 \times 10^{-4} \text{ m}^2)](2) = 48.1031 \times 10^3 \text{ N}$$

que equivale a una resistencia a la carga de cortante de 981 N con un factor de seguridad mayor a 20.

Otras posibles fallas en los pernos bajo cargas cortantes involucran la falla por aplastamiento y la falla por desgarramiento. La falla por desgarramiento por lo común se evita en la práctica al dar un espacio entre centros de orificios de cuando menos 3 diámetros de perno [89, 92]. Esta recomendación se ha seguido para el espaciamiento en todos los orificios para pernos utilizados en el exoesqueleto.

Una falla por aplastamiento se refiere a la deformación excesiva alrededor del agujero para perno. La resistencia al aplastamiento es la fuerza aplicada contra la parte lateral de un orificio para dividir o rasgar una placa. Para el cálculo del esfuerzo de aplastamiento se tiene la ecuación (3-10).

$$\sigma = \frac{P}{mtd} \quad (3-10)$$

donde

- P es la carga aplicada
- td representa el área proyectada de un perno individual. t es el espesor de la placa más delgada y d es el diámetro del perno.
- m es el número de áreas de aplastamiento.

En el perfil cuadrado (hembra del eslabón) se tiene un espesor de pared de 3.175 mm (1/8") en el borde más delgado. Para el diámetro de 14 mm, con dos áreas de aplastamiento debido a que el perno es pasante sobre el perfil cuadrado, el esfuerzo resulta

$$\sigma = \frac{981 \text{ N}}{(2)(0.003175 \text{ m})(0.014 \text{ m})} = 11.0348 \times 10^6 \text{ Pa}$$

que representa un valor dentro de lo permisible, con un factor de seguridad mayor a 6 si se presentara una falla en el perfil de aluminio antes que una falla en el perno.

3.1.8 Concentradores de esfuerzo

Uno de los objetivos del uso de los factores de concentración de esfuerzo es alcanzar un mejor diseño a través de un mejor uso de la cantidad de material en una estructura o máquina. Tradicionalmente, los gráficos de concentración de esfuerzo han sido obtenidos mediante pruebas fotoelásticas, sin embargo, este tipo de pruebas ha dado paso a los análisis computacionales, de forma específica a través algoritmos basados en el método de elemento finito [94].

La teoría de diseño mecánico establece que para un escenario de carga estática con materiales dúctiles, los factores de concentración de esfuerzo pueden tener menor significancia debido a la etapa de endurecimiento que caracteriza a este tipo de materiales cuando se sobrepasa el límite a la fluencia, lo que se traduce en una fluencia local seguida de endurecimiento de la zona con mayor concentración de esfuerzos. La falla solo se presentaría en el caso donde el esfuerzo máximo sobrepasara el límite de fluencia en la totalidad de la sección transversal.

Con el exoesqueleto dimensionado para ser fabricado en piezas de aluminio e idealizando el escenario donde la velocidad de la aplicación de las cargas es tal que se contempla un análisis de esfuerzos bajo cargas estáticas, el uso de factores de concentración de esfuerzo en el dimensionamiento de los eslabones se enfoca en minimizar el esfuerzo máximo para reducir incluso la fluencia local.

El factor de concentración de esfuerzo K puede ser definido como la razón del esfuerzo pico en una región del cuerpo con respecto al esfuerzo nominal en otra sección neta tomado como referencia. Con las primeras dimensiones para perfiles y configuración de elementos de unión calculadas, las consideraciones dadas en esta sección están orientadas al cálculo de los factores de concentración de esfuerzos debidos a los cambios de sección transversal y perforaciones para pernos y pasadores.

Se han seleccionado tablas de factores de concentración de esfuerzo planteadas en la literatura [94] para los perfiles que coinciden con las secciones a estudiar y las cargas dadas. Estas tablas se presentan en el Anexo B. Para todos los perfiles mostrados se considera el escenario de carga considerado como el más crítico (sección 3.1.5) cuando el usuario soporta todo su peso sobre una sola pierna de la estructura. Para los casos en que no ha sido posible hallar en la literatura una tabla con respecto a la geometría de los eslabones, se realizaron simulaciones para la generación de tablas y ecuaciones que ajusten para la estimación del factor de concentración de esfuerzos para dichas geometrías. Los parámetros considerados en la simulación para la obtención de las gráficas de concentradores de esfuerzos se detallan en el Anexo B - 1.

Se utilizan factores K de área bruta K_{tg} y de área neta K_{tn} . La literatura señala que se puede utilizar el factor K_{tg} o K_{tn} para el cálculo de esfuerzos máximos. Si bien K_{tg} es fácil de calcular con respecto al área bruta del elemento a estudiar, en ocasiones las curvas son difíciles de leer cuando existen comportamientos exponenciales en el esfuerzo máximo. Por otra parte, K_{tn} representa un factor localizado en el área neta de interés, lo que da una evidente conveniencia para ser el factor utilizado como referencia, sin embargo para simplificar los cálculos es posible utilizar el factor K_{tg} cuando no se está contemplando un análisis a fatiga [94].

Esta sección presenta el cálculo de los factores de concentración de esfuerzos para las geometrías planteadas bajo los dos principales escenarios críticos de carga identificados: el instante en el que el usuario pasa de sedestación a bipedestación y el instante en que el usuario apoya todo el peso de su cuerpo sobre una pierna de la estructura en bipedestación.

3.1.8.1 Barra plana escalonada con filetes

En los extremos de los eslabones, donde se tiene la “oreja” para alojar al pasador de las articulaciones, uno de los dos eslabones cuenta con una reducción en su sección, similar a lo mostrado en la Figura 3.17. Cada uno de los eslabones que intervienen en esta unión se encuentra bajo una carga a flexión y una carga a compresión.

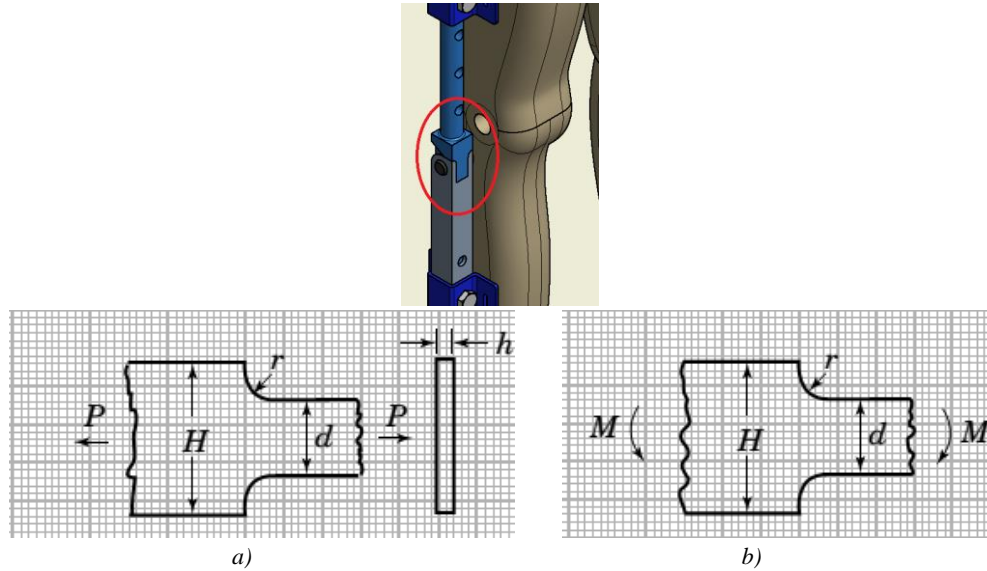


Figura 3.17. Barra plana escalonada con filetes. La parte superior señala la ubicación de esta geometría en la estructura. a) Barra a tensión, b) Barra a flexión [94].

Para el caso a compresión se tiene la carga de 981 N, el perfil del eslabón con un ancho y espesor de $H = h = 1 \frac{1}{4}'' = 31.75 \text{ mm}$ que se reduce hasta un ancho $d = 18 \text{ mm}$. Con respecto al gráfico en el Anexo B - 2, se calcula $H/d = 1.76$, y se utiliza la curva correspondiente a $H/d = 2$ por ser más conservadora que la curva de $H/d = 1.5$. Se propone utilizar un radio de filete $r = 6.5 \text{ mm}$; resulta una relación $r/d = 0.36$.

Se calcula el esfuerzo nominal a partir de

$$\sigma_{nom} = \frac{P}{hd} \tag{3-11}$$

$$\sigma_{nom} = \frac{981 \text{ N}}{(0.03175\text{m})(0.018\text{m})} = 1.7165 \text{ MPa}$$

Con las dimensiones dadas, el factor de concentración de esfuerzos observado es de $K_t = 1.76$, resultando en un valor de esfuerzo máximo de

$$\sigma_{max1} = \sigma_{nom} K_t = 3.0211 \text{ MPa}.$$

Al mismo tiempo que el eslabón se encuentra sometido a la carga de compresión por el peso del usuario, la excentricidad de carga provoca que el eslabón se encuentre también bajo una carga flexionante. Similar a lo presentado parte b de la Figura 3.17.

El momento que actúa es igual al producto de los 981 N por una separación de 112.5 mm que representan la separación que existiría desde la línea central de la pierna (correspondiente a una cintura de 450 mm de ancho) hasta la línea central de la sección transversal de los eslabones. El momento tiene un valor de $M = 110.3625 Nm$ con la geometría dada para esta sección. Se calcula el esfuerzo nominal con la ecuación (3-12).

$$\sigma_{nom} = \frac{6M}{hd^2} \quad (3-12)$$

$$\sigma_{nom} = \frac{6(110.3625 Nm)}{(0.03175m)(0.018m)^2} = 64.37 MPa$$

Para el radio $r = 6.5 mm$, con respecto al gráfico presentado en el Anexo B - 3 y la relación $H/d = 1.76$, se utiliza la curva $H/d = 1.5$ por tener continuidad en el dominio para el valor $r/d = 0.36$, el factor de concentración de esfuerzos se encuentra alrededor de $K_t = 1.4$, resultando en un valor de esfuerzo máximo de

$$\sigma_{max2} = 90.1181 MPa$$

Los esfuerzos σ_{max1} y σ_{max2} representan esfuerzos normales actuando en el mismo punto y en la misma dirección en el filete. Cuando un elemento se encuentra bajo una combinación de cargas, el principio de superposición establece que el esfuerzo máximo en este caso es

$$\sigma_{max} = \sigma_{max1} + \sigma_{max2} = K_{tn1}\sigma_{nom1} + K_{tn2}\sigma_{nom2} \quad (3-13)$$

por lo tanto, este cambio de sección en los eslabones bajo las condiciones dadas resulta en un esfuerzo máximo de

$$\sigma_{max} = 3.0211 + 90.1181 = 93.1392 MPa$$

que equivale a un factor de seguridad de 2.57.

3.1.8.2 Bloque cuadrado grueso hueco con agujeros circulares en la pared

Los eslabones de muslo y espinilla están dotados de perforaciones circulares a lo largo de su longitud para tener la capacidad de variar la longitud de los segmentos ensamblados en la configuración macho-hembra. Para el perfil cuadrado en cada uno de estos segmentos, la gráfica del Anexo B - 4 puede ser aplicada para estimar el factor de concentración de esfuerzos cuando el usuario utiliza el exoesqueleto y soporta todo su peso sobre una pierna. Las dimensiones de interés se señalan en la Figura 3.18, donde H es la longitud del lado del perfil, D el diámetro de la geometría hueca a lo largo del perfil y d el diámetro del agujero circular en la pared.

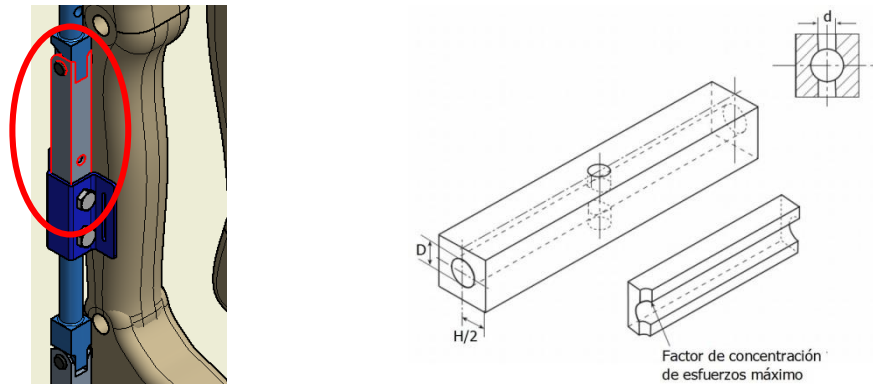


Figura 3.18. Bloque cuadrado grueso hueco con agujeros circulares en la pared y su localización en uno de los eslabones de la estructura del exoesqueleto.

La curva de la tabla presentada en el Anexo B - 4 se encuentra en función de la relación geométrica d/H . Al seguir la regla de separación mínima entre centros de agujeros de $3d$ (sección 3.1.7), el análisis para estimar el factor de concentración de esfuerzos se puede hacer con una única perforación a lo largo del bloque. Para esta geometría se tiene $d = 14 \text{ mm}$, $D = 25.4 \text{ mm}$ y $H = 31.75 \text{ mm}$.

El esfuerzo nominal en el área bruta se calcula considerando la sección transversal del bloque con el orificio longitudinal pero sin la perforación transversal a partir de la ecuación (3-14).

$$\sigma_{nom} = \frac{P}{H^2 - \pi D^2/4} \quad (3-14)$$

$$\sigma_{nom} = \frac{981 \text{ N}}{5.0135 \times 10^{-4} \text{ m}^2} = 1.9566 \times 10^6 \text{ Pa.}$$

Se calcula el factor de concentración de esfuerzos a partir de la relación $d/H = 0.44$ con las dimensiones dadas y la ecuación (3-15) (obtenida a partir de datos de simulación) para la estimación del factor

$$K_{tg} = C_1 \left(\frac{d}{H}\right)^3 - C_2 \left(\frac{d}{H}\right)^2 + C_3 \left(\frac{d}{H}\right) + C_4 \quad (3-15)$$

donde, para una relación $H/D = 1.25$, se tiene $C_1 = 14.775$, $C_2 = 8.7596$, $C_3 = 0.7077$ y $C_4 = 3.0246$; que resulta en un valor $K_{tg} = 2.9$, y da un esfuerzo máximo

$$\sigma_{max1} = \sigma_{nom} K_{tg} = 5.5602 \text{ MPa.}$$

Al mismo tiempo que el eslabón se encuentra sometido a la carga de compresión por cuerpo del usuario, la excentricidad de la aplicación de la carga provoca que el eslabón se encuentre también bajo una carga flexionante, como se esquematiza en la Figura 3.19. Para este perfil, a partir del gráfico propuesto para el caso anterior, se presenta el gráfico del Anexo B - 5 obtenido a través de simulación.

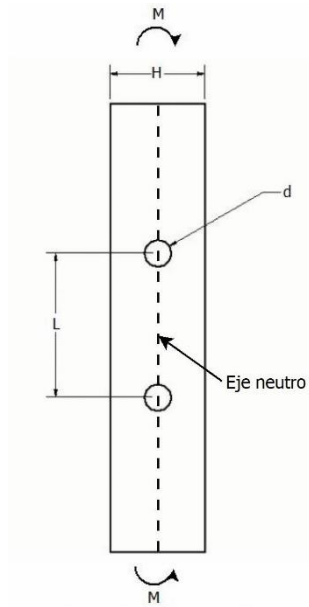


Figura 3.19. Bloque cuadrado grueso hueco con agujeros circulares en la pared sometido a flexión (vista frontal).

Para la geometría dada, con los orificios para pernos de $d = 14 \text{ mm}$, ancho de $H = 1 \frac{1}{4}'' = 31.75 \text{ mm}$, se tiene que $d/H = 0.44$. El momento que actúa en el elemento es igual al momento establecido en el análisis de la sección 3.1.8.1 con un valor $M = 110.3625 \text{ Nm}$ y $D = 25.4 \text{ mm}$. El esfuerzo nominal es igual al esfuerzo flexionante que se encuentra en el área bruta alejada de las perforaciones transversales (pero incluyendo el orificio longitudinal). De la ecuación (3-2) se tiene

$$\sigma_{nom} = \frac{Mc}{I} = \frac{(110.3625 \text{ Nm})(15.875 \times 10^{-3} \text{ m})}{(6.425 \times 10^{-8} \text{ m}^4)} = 27.2685 \times 10^6 \text{ Pa}$$

donde el momento de inercia es $I = \frac{H^4}{12} - \frac{\pi D^4}{64}$ y $c = H/2$.

Debido a la posición de la carga con respecto a la cara del perfil, se observa que los orificios han sido colocados sobre una línea que coincide con el eje neutro. De la simulación se observó que el factor de concentración de esfuerzos empieza a tener efecto a partir de $d/H > 0.45$. Para la geometría dada en este caso, $d/H = 0.44$, por lo tanto $\sigma_{max2} \cong \sigma_{nom}$.

En ambos casos, el esfuerzo máximo se encuentra en el mismo punto con respecto a la dirección de las cargas aplicadas en el elemento plano. Por el principio de superposición se encuentra el esfuerzo máximo para estos elementos:

$$\sigma_{max} = \sigma_{max1} + \sigma_{max2} = 5.5602 + 27.2685 = 32.8287 \text{ MPa}$$

Es posible concluir que este perfil en la estructura soporta las cargas estudiadas en esta sección con un factor de seguridad mayor a 7. Este cálculo es de utilidad para la geometría de los eslabones hembra de muslo y espinilla.

3.1.8.3 Barra de sección transversal circular con orificio transversal

Los eslabones están dotados de perforaciones circulares a lo largo de su longitud para tener la capacidad de variar la longitud total de los segmentos correspondientes a muslo y espinilla. Para el perfil circular en cada uno de estos segmentos dentro del escenario de carga de bipedestación, se aplicó el gráfico del Anexo B - 6 para estimar el factor de concentración de esfuerzos. Los parámetros necesarios para la carga correspondiente a compresión se observan en la Figura 3.20.

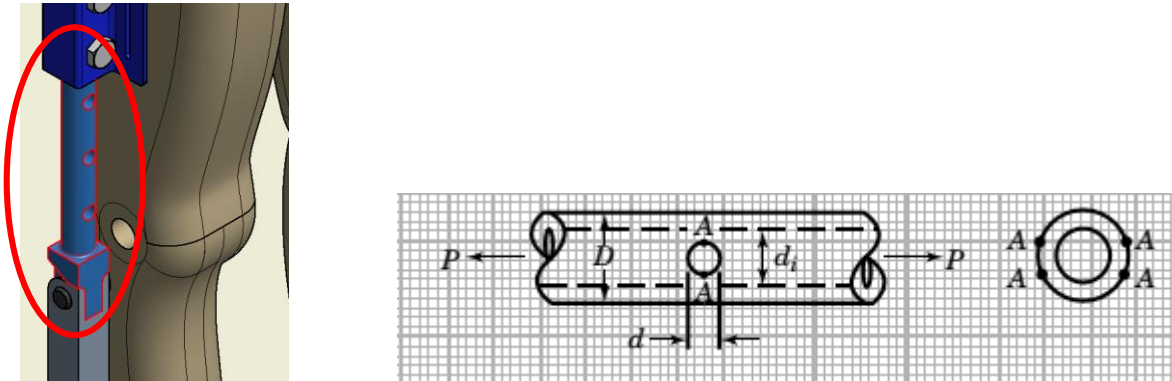


Figura 3.20 Barra de sección transversal circular con orificio transversal sometida a tensión y su localización en uno de los eslabones de la estructura del exoesqueleto.

La curva del gráfico en el Anexo B - 6 se encuentra en función de d_i/D y se presentan distintas curvas, donde d_i es el diámetro interior, igual a cero para este caso (barra sólida con orificios transversales), $D = 25.4 \text{ mm}$ es el diámetro de la barra, $d = 14 \text{ mm}$ como el diámetro de los orificios. Se tiene entonces $d_i/D = 0$ y $d/D = 0.55$.

El punto A en la Figura 3.20 representa la localización del esfuerzo máximo, a una pequeña distancia dentro del orificio, sobre su superficie [94]. El esfuerzo nominal se calcula a partir del área bruta. Para el caso de una barra sólida de sección transversal circular el esfuerzo nominal es igual a

$$\sigma_{nom} = \frac{4P}{\pi D^2} \tag{3-16}$$

$$\sigma_{nom} = \frac{4(981 \text{ N})}{\pi(0.0254 \text{ m})^2} = 1.936 \times 10^6 \text{ Pa}$$

Se busca calcular K_{tn} para conocer el factor de concentración neto en el área de interés. A partir de las ecuaciones dadas en el Anexo B - 6 se tiene que para $d_i/D = 0$ y $0 \leq d/D \leq 0.7$,

$$K_{tg} = 12.806 - 42.602 \left(\frac{d}{D}\right) + 58.333 \left(\frac{d}{D}\right)^2 \tag{3-17}$$

que resulta en un valor de $K_{tg} = 7.02$. A partir de este valor, se calcula el factor de concentración de esfuerzos en el área neta,

$$K_{tn} = K_{tg} \frac{A_{neta}}{A_{barra}} = K_{tg} \left(1 - \frac{4d}{\pi D} \right)$$

(3-18)

y se obtiene un valor de $K_{tn} = 2.09$.

El esfuerzo máximo para la barra bajo la carga de compresión es

$$\sigma_{max1} = \sigma_{nom} K_{tn}$$

$$\sigma_{max1} = (1.936 \times 10^6 \text{ Pa})(2.09) = 4.0462 \text{ MPa}$$

Al mismo tiempo que el eslabón se encuentra sometido a la carga de compresión originada por el peso del cuerpo del usuario, la excentricidad de la aplicación de la carga provoca que el eslabón se encuentre también bajo una carga flexionante, como se muestra en la Figura 3.21. Para este perfil se propone el gráfico obtenido por datos de simulación para la estimación del factor de concentración de esfuerzo presentado en el Anexo B - 7.

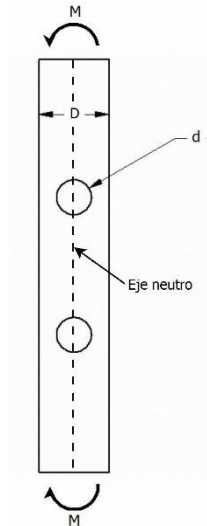


Figura 3.21. Barra de sección transversal circular con orificio transversal sometida a flexión con agujeros transversales que cortan la sección transversal en línea con el eje neutro.

Los parámetros de la geometría observados para la estimación del factor de concentración de esfuerzos son el diámetro $D = 25.4 \text{ mm}$ de la barra y el diámetro $d = 14 \text{ mm}$ del orificio, como se observa en la Figura 3.21. El gráfico está en función de la relación d/D . El momento flexionante tiene un valor $M = 110.3625 \text{ Nm}$. El esfuerzo nominal en el área bruta es

$$\sigma_{nom} = \frac{Mc}{I} = \frac{(110.3625 \text{ Nm})(0.0127 \text{ m})}{2.0431 \times 10^{-8} \text{ m}^4} = 68.6018 \times 10^6 \text{ Pa}$$

donde $I = \frac{\pi D^4}{64}$ y $c = D/2$.

Debido a la posición del momento con respecto a la cara del perfil, se observa que los orificios se encuentran sobre la línea donde se posiciona el eje neutro. Al realizar la simulación, se

observó que el factor de concentración de esfuerzos empieza a tener efecto a partir de $d/D > 0.4$. Para la geometría dada en este caso, $d/D = 0.55$, por lo tanto el factor K_{tg} para hallar σ_{max2} se calcula a partir de la ecuación (3-19) obtenida a partir de las curvas presentadas en el Anexo B - 7.

$$K_{tg} = 86.176 \left(\frac{d}{D}\right)^3 - 125.57 \left(\frac{d}{D}\right)^2 + 64.771 \left(\frac{d}{D}\right) - 10.39 \quad (3-19)$$

$$K_{tg} = 1.58$$

Se tiene un esfuerzo máximo a la flexión de

$$\sigma_{max2} = \sigma_{nom} K_{tg}$$

$$\sigma_{max2} = (68.6018 \text{ MPa})(1.58) = 108.3908 \text{ MPa}$$

En ambos casos, el esfuerzo máximo se encuentra en el mismo punto con respecto a la dirección de las cargas aplicadas en el elemento plano. Por el principio de superposición se encuentra el esfuerzo máximo para estos elementos:

$$\sigma_{max} = \sigma_{max1} + \sigma_{max2} = 4.0462 + 108.3908 = 112.4370 \text{ MPa}$$

Es posible concluir que este perfil en la estructura soporta las cargas estudiadas en esta sección con un factor de seguridad de 2.13.

Cuando los elementos con esta geometría localizados en el eslabón del muslo se encuentran en el caso donde el usuario pasa de sedestación a bipedestación, la flexión en el muslo al soportar el peso del tronco y sus concentradores de esfuerzo debido a los orificios de pernos se pueden calcular a partir del gráfico presentado en el Anexo B - 8. La representación de este escenario se observa en la Figura 3.22.

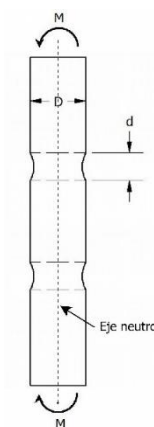


Figura 3.22. Barra de sección transversal circular con orificio transversal sometida a flexión con agujeros transversales cuya longitud se aleja del eje neutro.

El esfuerzo nominal se calcula en la sección transversal bruta con los eslabones del muslo resistiendo cada uno la mitad del peso del tronco (en un caso ideal), que equivale a un momento $M = 157.8184 \text{ Nm}$ cuando ese peso se aplica a una distancia del 71.5% de la longitud del eslabon del muslo cuando su longitud máxima llega a ser hasta de 450 mm (sección 3.1.5). Con dimensiones $D = 25.4 \text{ mm}$ y $d = 14 \text{ mm}$, el esfuerzo nominal en el área bruta es:

$$\sigma_{nom} = \frac{Mc}{I} = \frac{(157.8184 \text{ Nm})(12.7 \times 10^{-3} \text{ m})}{2.0431 \times 10^{-8} \text{ m}^4} = 98.0971 \times 10^6 \text{ Pa}$$

donde $I = \frac{\pi D^4}{64}$ y $c = D/2$. Con la ecuación (3-20) se estima el factor de concentración de esfuerzos

$$K_{tg} = 31.394 \left(\frac{d}{H}\right)^2 - 13.054 \left(\frac{d}{H}\right) + 4.5186 \quad (3-20)$$

$$K_{tg} = 6.84$$

que resulta en un esfuerzo máximo bajo esta condición de carga de

$$\sigma_{max2} = \sigma_{nom} K_{tg} = (98.0971 \times 10^6 \text{ Pa})(6.84) = 670.98 \text{ MPa}$$

Para este caso, al generar el gráfico del factor de concentración de esfuerzos se observa que este inicia en valores superiores a $K_{tg} = 3$ y continúa incrementándose. Esto es debido a que los agujeros se encuentran sobre el extremo del perfil de la sección transversal, en los puntos donde se encuentra el esfuerzo máximo cuando el elemento se somete a una carga de flexión. Se observa también que el factor de seguridad no es alcanzado y se espera que la fluencia local y el consecuente endurecimiento del material permitan que la estructura soporte las cargas si se diera el caso de ambos muslos soportando el peso del tronco del usuario durante un instante sin ningún otro apoyo adicional. Suponiendo también que no se siguieran las recomendaciones propias de la fisioterapia y el usuario no utilizara apoyos con las manos como lo son barras paralelas o muletas que puedan disminuir la carga sobre la estructura al llevar a cabo la rehabilitación.

3.1.8.4 Barra de sección transversal cuadrangular escalonada a barra circular

En los elementos que forman parte de los eslabones correspondientes al muslo y a la espinilla, la sección con geometría tipo macho pasa por un cambio de sección del perfil cuadrado $H = 31.75 \text{ mm}$ de lado a perfil circular de $d = 25.4 \text{ mm}$ de diámetro. Se propone que el cambio de sección se realice al rebajar la geometría cuadrada hasta un círculo de diámetro menor con una transición a través de una geometría de cono. En el Anexo B - 9 y en el Anexo B - 10 se presentan gráficos para el factor de concentración de esfuerzos para distintas alturas en el cono bajo cargas de compresión y flexión, respectivamente. La condición de carga más crítica para esta sección es la del usuario en bipedestación al dejar todo el peso del cuerpo sobre una sola pierna. Las dimensiones consideradas para el cálculo del factor de concentración de esfuerzo se señalan en la Figura 3.23.

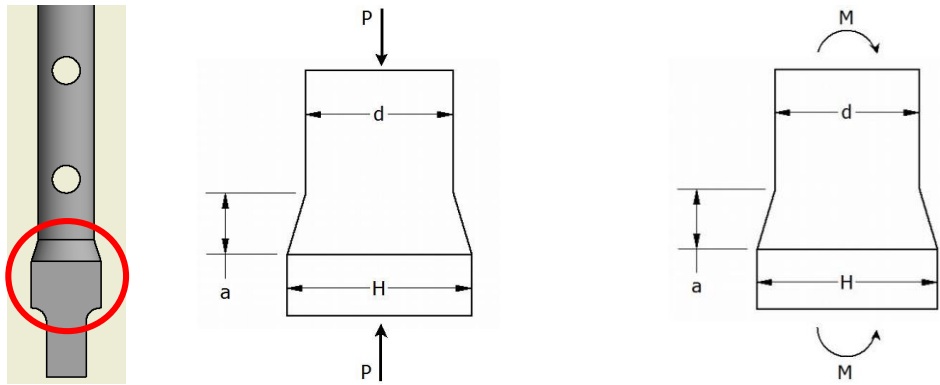


Figura 3.23. Barra de sección transversal cuadrangular escalonada a barra circular sometida a compresión y a flexión.

Los gráficos en los anexos se encuentran en función de la relación entre la altura del cono a y el valor H que representa la longitud del lado de la sección cuadrada. El diámetro de la sección circular se representa con d .

Para la carga de compresión, con valores de $H = 31.75 \text{ mm}$, $d = 25.4 \text{ mm}$, bajo una carga $P = 981 \text{ N}$ y para una altura en el cono de $a = 10 \text{ mm}$, se calcula el esfuerzo nominal

$$\sigma_{nom} = \frac{4P}{\pi d^2} = \frac{4(981 \text{ N})}{\pi(0.0254 \text{ m})^2} = 1.9360 \times 10^6 \text{ Pa}$$

El factor de concentración K_{tg} se calcula utilizando la relación de $a/H = 0.31$ en la ecuación (3-21) que corresponde a la curva de $H/d = 1.25$ en el Anexo B - 9,

$$K_{tg} = 1.358 \left(\frac{a}{H}\right)^2 - 2.322 \left(\frac{a}{H}\right) + 2.3593 \quad (3-21)$$

$$K_{tg} = 1.77$$

y el esfuerzo máximo por compresión resulta

$$\sigma_{max1} = \sigma_{nom} K_{tg} = (1.9360 \times 10^6 \text{ Pa})(1.77) = 3.4267 \text{ MPa}.$$

Utilizando los mismos valores de H , d y a para una carga flexionante de $M = 110.3625 \text{ Nm}$ cuando se concentra el peso del cuerpo en una sola pierna y con la curva de $H/d = 1.25$ del Anexo B - 10, se calcula el esfuerzo nominal sobre el área bruta de la sección circular,

$$\sigma_{nom} = \frac{Mc}{I} = \frac{(110.3625 \text{ Nm})(0.0127 \text{ m})}{2.0432 \times 10^{-8} \text{ m}^4} = 68.5994 \times 10^6 \text{ Pa}.$$

Para una altura en el cono de $a = 10 \text{ mm}$, el factor de concentración de esfuerzos se calcula con la relación a/H utilizando la ecuación (3-22)

$$K_{tg} = 0.3376 \left(\frac{a}{H}\right)^2 - 0.8902 \left(\frac{a}{H}\right) + 1.7928 \quad (3-22)$$

y se obtiene un valor de $K_{tg} = 1.55$, por lo tanto

$$\sigma_{max2} = \sigma_{nom}K_{tg} = (69.5994 \text{ MPa})(1.55) = 107.8790 \text{ MPa}$$

En ambos casos, el esfuerzo máximo se encuentra en el mismo punto con respecto a la dirección de las cargas aplicadas en el elemento plano. Por el principio de superposición se encuentra el esfuerzo máximo para estos elementos:

$$\sigma_{max} = \sigma_{max1} + \sigma_{max2} = 3.4267 + 107.8790$$

$$\sigma_{max} = 111.3057 \text{ MPa}$$

Este nivel de esfuerzo representa una resistencia en el filete tal que el factor de seguridad alcanzado es de 2.15.

3.1.8.5 "Orejas" de extremos redondos

Se estudian los factores de concentración de esfuerzos en los extremos de los eslabones en la zona donde se encuentran las articulaciones. Similar a la geometría mostrada en la Figura 3.24.

Se utiliza el Anexo B - 11 y el Anexo B - 12. La concentración de esfuerzos se ve influenciada por la geometría de la "oreja" y por la holgura entre el orificio y el pasador. De acuerdo a [94], el esfuerzo máximo sucede en el punto B de la Figura 3.24 cuando existe holgura, para el cual $10^\circ < \theta < 35^\circ$. Para pernos con ajuste perfecto, el esfuerzo máximo ocurre en el punto A.

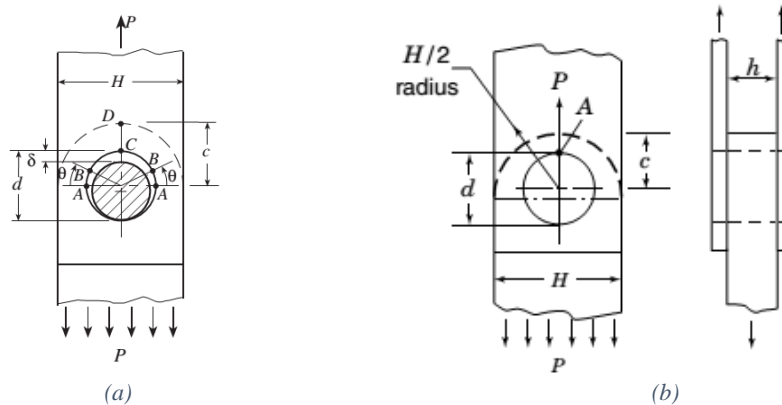


Figura 3.24. "Oreja" con pasador. La "oreja" tiene una terminación redonda. (a) ensamble con holgura, (b) ajuste perfecto.

La dimensión h representa el espesor de la "oreja", H es el ancho del perfil de la "oreja" y horquillas, c la distancia del centro del orificio al extremo de la terminación redonda y δ la holgura entre el orificio y el pasador. Se utiliza también un valor $e = \delta/h$ que representa la holgura entre el pasador y el orificio como un porcentaje del diámetro del pasador. Se introduce el factor K_{te} , que representa el factor de concentración de esfuerzos a un porcentaje de holgura e (por ejemplo, $K_{t0.2}$ se refiere a un 0.2% de holgura entre el orificio y el pasador). Entonces un factor K_{t100} se utiliza para el caso en que el perno recibe una carga P de forma uniforme a lo largo de su espesor en el punto C de la Figura 3.24 [94].

A partir de la notación en la Figura 3.24, las dimensiones utilizadas en el exoesqueleto para los pasadores de articulación son:

- $h = 18 \text{ mm}$ (sección 3.1.8.1)
- $H = 31.75 \text{ mm}$ (sección 3.1.5)
- $d = 9 \text{ mm}$ (sección 3.1.6)
- $c = 15.875 \text{ mm}$
- $P = 981 \text{ N}$
- $\delta = 1/16" = 1.5875 \text{ mm}$
- $e = \delta/h = 0.088 = 8.8\%$
- $c/H = 0.5$
- $d/H = 0.2834$
- $h/d = 2$

Para la geometría estudiada en este caso, se tiene que $h/d > 0.5$. De acuerdo a [94], cuando esta condición se cumple, el factor de concentración de esfuerzo a calcular se convierte en K'_{te} . El factor K'_{te} se obtiene a partir del cálculo del factor K_{te} en el Anexo B - 11. De este último, se trabaja con la razón K'_{te}/K_{te} contra h/d . La curva superior en el Anexo B - 12 aplica cuando los módulos elásticos de la “oreja” y el pasador son iguales, como lo es en este caso.

Una vez que se conocen las condiciones para el cálculo del factor K'_{te} , el cálculo inicia con el esfuerzo nominal

$$\sigma_{nom} = \frac{P}{(H - d)h} \quad (3-23)$$

$$\sigma_{nom} = \frac{981 \text{ N}}{(0.03175 \text{ m} - 0.009 \text{ m})(0.018 \text{ m})} = 2.3956 \times 10^6 \text{ Pa}$$

Con el valor de $e = 0.088$, del gráfico dentro del Anexo B - 11, corresponde un valor de factor de corrección $f \approx -0.19$. En ese mismo gráfico, de las curvas correspondientes a $c/H = 0.5$, para $d/H = 0.28$ se obtienen $K_{t0.2} \approx 4.15$ y $K_{t100} \approx 4.7$ y es posible calcular K_{te} con la ecuación (3-24).

$$K_{te} = K_{t0.2} + f(K_{t100} - K_{t0.2}) \quad (3-24)$$

$$K_{te} = 4.15 + (-0.19)(4.7 - 4.15) = 4.04$$

En el Anexo B - 12, se utiliza la curva de $E_{perno}/E_{oreja} = 1$ y se encuentra que para el valor de $h/d = 2$ corresponde $K'_{te}/K_{te} = 1.88$. Entonces el factor de concentración de esfuerzos K'_{te} es

$$K'_{te} = 1.88K_{te} = 1.88(4.04) = 7.59$$

que resulta en un esfuerzo máximo

$$\sigma_{max} = \sigma_{nom}K'_{te} = (2.3956 \text{ MPa})(7.59) = 18.195 \text{ MPa}.$$

El valor calculado para el esfuerzo máximo asegura que el punto sometido a mayor esfuerzo en esta geometría resiste la carga con un factor seguridad alrededor de 13.

De forma análoga, para el pasador encargado de transmitir el torque del motor a la estructura del exoesqueleto (descrito a detalle en la sección 3.1.10), el análisis utiliza los mismos valores con excepción de d , que ahora es $d = 19mm$, y $d/H = 0.5984$. De la ecuación (3-23),

$$\sigma_{nom} = \frac{P}{(H - d)h} = \frac{981 N}{(0.03175 m - 0.019 m)(0.018 m)} = 4.2745 \times 10^6 Pa$$

Para $e = 0.088$, del gráfico dentro del Anexo B - 11, corresponde un valor $f \approx -0.19$. En ese mismo gráfico, de las curvas correspondientes a $c/H = 0.5$, para $d/H = 0.59$ se obtienen $K_{t0.2} \approx 2.8$ y $K_{t100} \approx 4.05$ y es posible calcular K_{te} con la ecuación (3-24)

$$K_{te} = 2.8 + (-0.19)(4.05 - 2.8) = 2.56.$$

En el Anexo B - 12 se utiliza la curva de $E_{perno}/E_{oreja} = 1$ y se encuentra que para el valor de $h/d = 2$ corresponde $K'_{te}/K_{te} = 1.88$. Entonces el factor de concentración de esfuerzos K'_{te} es

$$K'_{te} = 1.88K_{te} = 1.88(2.56) = 4.81$$

que resulta en un esfuerzo máximo

$$\sigma_{max} = \sigma_{nom}K'_{te} = (4.2745 MPa)(4.81) = 20.5924 MPa$$

El valor calculado para el esfuerzo máximo asegura que el punto sometido a mayor esfuerzo en esta geometría resiste la carga con un factor seguridad alrededor de 11.

3.1.9 Torque en articulaciones

Para que el exoesqueleto pueda ofrecer al usuario la capacidad de desarrollar los ejercicios recomendados por la terapia física, se vuelve conveniente conocer los torques que un actuador necesita para asistir al usuario durante una sesión de fisioterapia. En la sección 2.1.5.4 se hizo referencia a los trabajos existentes relacionados con la estimación de torques en las articulaciones de miembros inferiores durante el movimiento desde la posición de sedestación hasta bipedestación. En la sección 3.1.5 se identificó este movimiento como un caso crítico de carga. En esta sección se considera tal escenario de forma similar para estimar los torques que requieren ser transmitidos sobre la estructura para lograr los movimientos deseados a velocidades establecidas cuando el usuario lleva el exoesqueleto.

Con las conclusiones de la sección 2.1.5.4 sobre la estimación de torques en articulaciones de miembros inferiores, se propuso estimar los valores a partir de una simulación con un modelo virtual que realiza el movimiento de STS (*sit-to-stand*) donde fuera posible medir los torques que serían necesarios para la tarea. Se utilizó un modelo virtual antropomorfo equivalente a una persona de 80 kg. y 1.70 m. de altura como el mostrado en la Figura 3.25. La geometría del modelo limita la capacidad de movimientos a flexiones y extensiones en sus articulaciones.

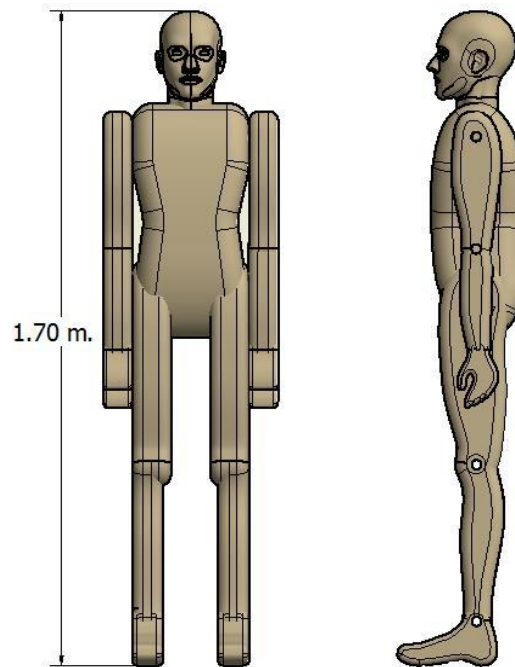


Figura 3.25. Modelo virtual antropomorfo utilizado en la simulación para la estimación de torques en las articulaciones de los miembros inferiores. Vista frontal y vista lateral.

Se importó el modelo virtual al ambiente del software de simulación dinámica multicuerpo MSC Adams en una posición de sedestación sobre bloques a manera de asiento, tal como se observa en la Figura 3.26.

En la posición inicial, la articulación de cadera está flexionada 90° . Los brazos se mantienen extendidos hacia abajo y rectos durante toda la actividad. Esta condición representa una variación con respecto de los experimentos físicos revisados donde los brazos se encontraban flexionados y colocados sobre el pecho para evitar utilizarlos como apoyo. Sin embargo, de acuerdo a comparaciones realizadas en [42], los resultados sugieren que el uso de las manos no tiene influencia sobre la reducción de los torques en las articulaciones.

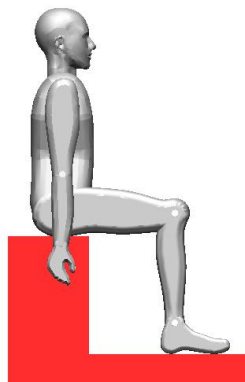


Figura 3.26. Modelo virtual para la simulación de STS.

Para la simulación se estableció un tiempo total de 2 segundos para realizar el movimiento. En la Tabla 3.11 se presentan las tres fases a observar del movimiento de STS junto con los intervalos de tiempo y los arcos de movimiento angulares correspondientes a partir de las pruebas citadas en la sección 2.1.5.4. Los torques obtenidos para cada articulación en el movimiento de STS durante 2 segundos de simulación se presentan en el gráfico de la Figura 3.27.

Tabla 3.11. Fases del movimiento STS considerados en la simulación con modelo virtual. Intervalos de tiempo y acciones en cada fase.

Fase	Intervalo de tiempo (s)	Acción
1	0 – 0.56	Flexión del tronco 42.9°
2	0.56 – 0.92	Extensión del muslo 15.7° Flexión de la rodilla 8.2°
3	0.92 – 2	Extensión del tronco 42.9° Extensión del muslo 74.3° Extensión de la rodilla 8.2°

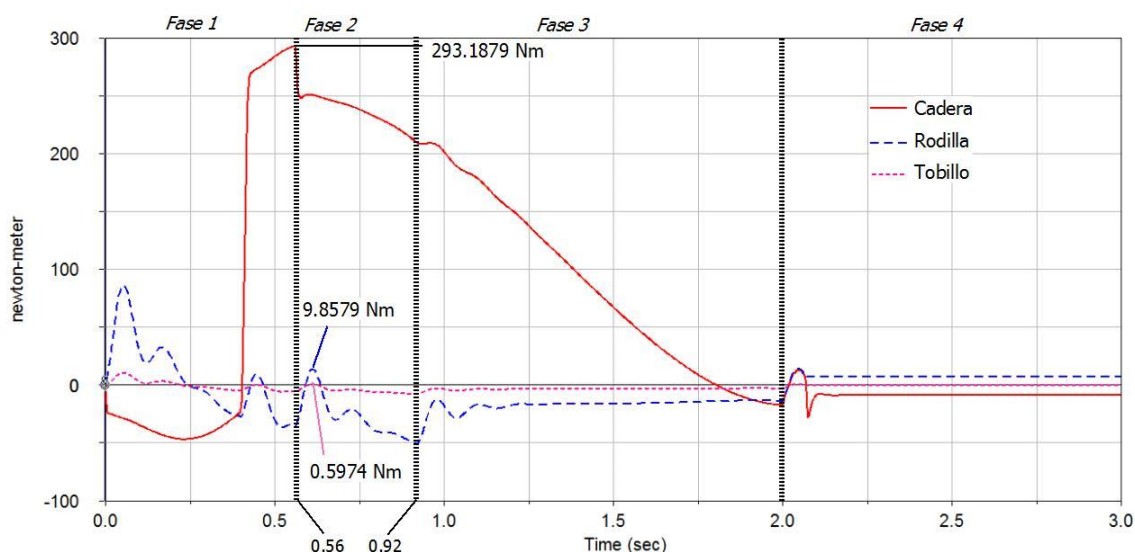


Figura 3.27. Estimación de torques en miembros inferiores durante el movimiento de STS a partir de simulación en 2 segundos.

Los torques estimados en la simulación representan el total requerido por los actuadores para ambas piernas. Por lo tanto, con las condiciones dadas en el modelo virtual, un actuador en cada pierna debería entregar la mitad de los valores presentados en la Figura 3.27 para realizar el movimiento en el tiempo establecido. En pruebas reales con sujetos de prueba, se ha reportado que no existen diferencias significativas entre los torques de las piernas izquierda y derecha [95]. La Tabla 3.12 presenta el torque necesario por cada actuador localizado en las articulaciones de la pierna asistida.

Resulta importante señalar que la simulación ofrece torques de articulaciones en un escenario donde el usuario no colabora de manera activa en la realización del movimiento. En un escenario real con un usuario llevando el exoesqueleto, se espera que los valores requeridos en los

actuadores disminuyan considerablemente a lo largo de una serie de sesiones de terapia física. Considerando incluso que desde las primeras sesiones los torques requeridos pueden ser de valores menores a los estimados por la simulación en función del nivel de debilitamiento que exista en el miembro afectado y el grado de apoyo adicional por el apoyo con muletas o barras paralelas. Los datos obtenidos por esta simulación son de utilidad como una referencia para los valores de torque máximos que se requieren por parte de los actuadores en cada articulación.

Una descripción detallada de los parámetros de simulación y trayectorias dadas se presenta en el Anexo C.

Tabla 3.12. Torque en articulaciones de miembros inferiores para una sola pierna al realizar el movimiento de STS a partir de los resultados de simulación.

Articulación	Torque requerido en el actuador (Nm)
Cadera	146.59
Rodilla	4.9289
Tobillo	0.2987

3.1.10 Selección de actuador y transmisión de potencia

Como se mencionó en la introducción en el Capítulo 1, el exoesqueleto desarrollado en este trabajo cuenta únicamente con un actuador instalado en la articulación de cadera. A partir de los valores de torques encontrados en la revisión de estado del arte y de los valores obtenidos por simulación de la sección 3.1.9, se tiene una referencia sobre los valores máximos requeridos por actuadores. Esta sección está enfocada en identificar el actuador y los accesorios necesarios para transmitir el torque hacia la estructura.

Uno de los objetivos está dirigido a la selección de un actuador capaz de ofrecer un torque considerable en un mínimo espacio. La actuación directa no es una opción, por lo que se requiere de una combinación de motor con reductor de velocidad para incrementar el par a la salida. La combinación seleccionada se compone de un servomotor marca *WINGXINE* modelo ASME-03B como el mostrado en la Figura 3.28. El motor está acoplado a una caja reductora con una relación de transmisión de 394:1 que le permite alcanzar un torque máximo a la salida de $380 \text{ kg} \cdot \text{cm}$ (alrededor de 37 Nm). El tren de engranes de la caja reductora se muestra en la Figura 3.29.



Figura 3.28. Servomotor WINGXINE modelo ASME-03B.



Figura 3.29. Tren de engranes acoplado al motor WINGXINE.
La relación de transmisión es de 394:1.

De acuerdo al fabricante, el par nominal del motor es de $340 \text{ kg} \cdot \text{cm}$ y el par pico momentáneo es de $380 \text{ kg} \cdot \text{cm}$. El par pico momentáneo es un valor de torque que puede ser alcanzado por el motor solo por unos segundos para evitar daños. La velocidad del motor sin carga es de $120^\circ/\text{s}$ (20 rpm) cuando se alimenta con 24 VCD . La masa del motor y caja reductora es de aproximadamente 560 g . La caja reductora está compuesta por un tren de engranes rectos en 4 etapas. El arco de movimiento a la salida es de 300° dispuestos en una configuración de $\pm 150^\circ$. Las especificaciones detalladas del motor se presentan en el Anexo D.

El diámetro del eje a la salida de la caja reductora es de 8 mm . Se dimensionó un pasador para la transmisión del torque desde el motor hacia la estructura del exoesqueleto. Un bosquejo del pasador para la transmisión de torque se muestra en la Figura 3.30. El pasador tiene una perforación en forma de “D” para recibir el eje de salida de la caja reductora. En el extremo de mayor diámetro, se presenta una configuración similar a una brida para la unión del pasador con el eslabón del muslo. Los seis orificios en el pasador tienen un diámetro de 3.175 mm ($1/8''$) y resisten el par máximo del motor con un factor seguridad de 2.25. El ensamble motor-pasador-eslabón se esquematiza en la Figura 3.31.

La sujeción del motor al eslabón móvil (muslo) se da a través de su eje de salida con el pasador de la Figura 3.30. Por otro lado, para acoplar el motor al eslabón fijo (cintura) se esquematiza una montura que se acopla a los orificios maquinados en la carcasa de la caja reductora.

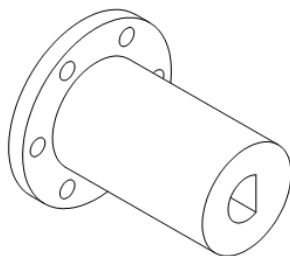


Figura 3.30. Pasador para la transmisión de torque desde el eje de salida del motor hacia la estructura del exoesqueleto.

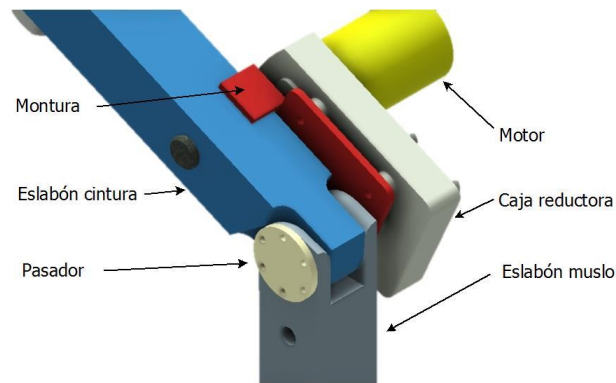


Figura 3.31. Ensamble motor-pasador-eslabón.

Para la misma articulación de cadera, pero en el lado opuesto al lado actuado por el motor, se tiene un ensamble con un potenciómetro que mide la posición angular de la pierna sana. El potenciómetro envía una señal de posición angular al programa de control (sección 3.2.6.2). Es necesario que este instrumento mantenga su posición angular con respecto al eslabón fijo, pero que su vástago tenga la capacidad de girar con respecto al eslabón móvil. Se utiliza un pasador que permite el movimiento del vástago gracias a un seguro tipo “R” (algunas veces llamado seguro tipo “beta”) y una montura que sujeta la parte fija. El pasador y el ensamble se muestran en la Figura 3.32 y la Figura 3.33, respectivamente.

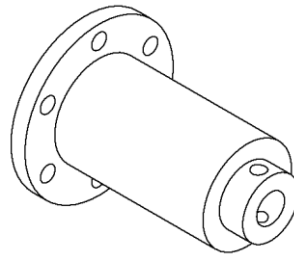


Figura 3.32. Pasador para el potenciómetro que registra la posición angular del eslabón correspondiente al muslo conectado a los sensores.

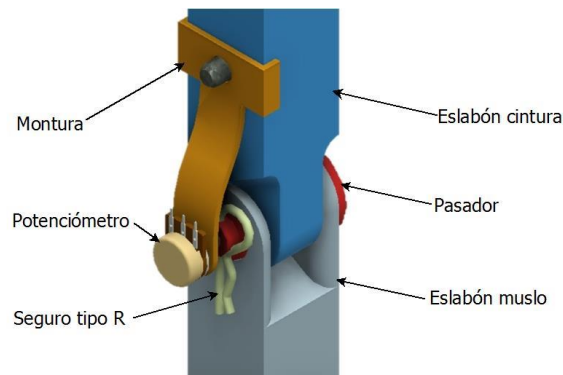


Figura 3.33. Ensamble potenciómetro-pasador-eslabón.

En el Anexo E se presentan los dibujos a detalle de los pasadores de la articulación de cadera para ambas piernas, las monturas y cada uno de los eslabones calculados en esta sección y que componen la estructura del exoesqueleto.

Los tornillos que sujetan los pasadores (de motor y de potenciómetro) al eslabón móvil en la articulación son de tamaño 6-32 NC. Las dimensiones de la rosca se presentan en la Tabla 3.13. El uso de una rosca estándar (NC) se debe al requisito de un montaje y desmontaje fácil y frecuente. Su uso también es recomendado para aplicaciones en materiales blandos.

Tabla 3.13. Dimensiones de rosca estándar 6-32.

Tamaño	Diámetro mayor (nominal)		Diámetro menor (mm)		Número de hilos por pulgada
	plg	mm	plg	mm	
6	0.1380	3.5052	0.0974	2.4739	32

Los tornillos que sujetan los pasadores con el eslabón móvil (muslo) requieren una perforación roscada de cuando menos 2 veces el diámetro del tornillo. Esta regla es planteada por [96] para un ensamble entre un tornillo de acero y un agujero roscado de aluminio. El objetivo es evitar una falla por barrido en los filetes de la perforación roscada.

3.1.11 Construcción del prototipo físico

El prototipo físico fue construido a partir de una barra cuadrada de aluminio de 1 ¼". Cada una de las piezas que componen la estructura fue maquinada con respecto a las dimensiones calculadas en esta sección 3.1 a partir de los dibujos de detalle del Anexo E. En las figuras siguientes se presentan las piezas maquinadas y su localización en la estructura del exoesqueleto.

- *Eslabón de la cintura*

Se trata de los elementos considerados como “fijos” en la estructura. En la parte inferior de esta pieza se encuentra la articulación de cadera. En la Figura 3.34 se observa la geometría dimensionada de acuerdo a los cálculos de este capítulo y el bloqueo mecánico con la cadera para 120° en flexión y 20° en extensión.

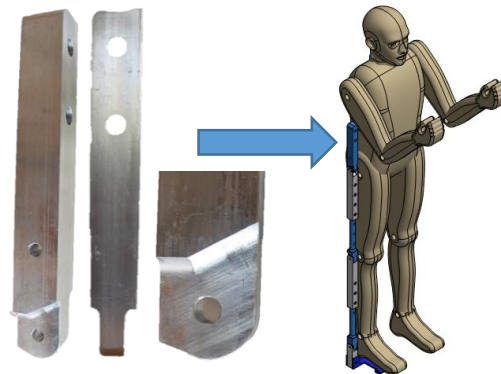


Figura 3.34. Eslabón de la cintura en el exoesqueleto. Se señala su localización en la estructura.

- *Eslabón del muslo*

El eslabón del muslo se divide en parte superior (hembra) y parte inferior (macho), como se muestra en la Figura 3.35. En la parte superior del eslabón del muslo se encuentra la articulación de cadera, mientras que en la parte inferior se encuentra la articulación de rodilla. En ambas partes del eslabón se puede observar la geometría dada para el bloqueo mecánico. En la parte inferior donde se encuentra la articulación de rodilla se debe dar un bloqueo de 0° para extensión y 120° para flexión.

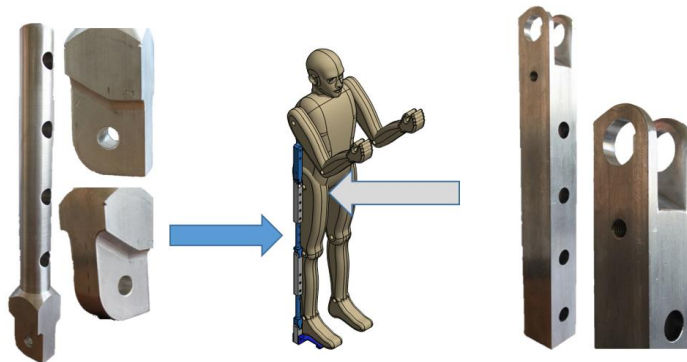


Figura 3.35. Eslabón del muslo en el exoesqueleto. A la izquierda la parte inferior, a la derecha la parte superior. Se señala su localización en la estructura.

- *Eslabón de la pantorrilla*

El eslabón de la pantorrilla se divide en parte superior (hembra) y parte inferior (macho), como se muestra en la Figura 3.36. En la parte superior del eslabón de la pantorrilla se encuentra la articulación de cadera, mientras que en la parte inferior se encuentra la articulación de tobillo. El extremo de la parte inferior tiene una geometría capaz de limitar el rango de movimiento en la articulación de tobillo a 30° en dorsiflexión y hasta 50° en plantarflexión.

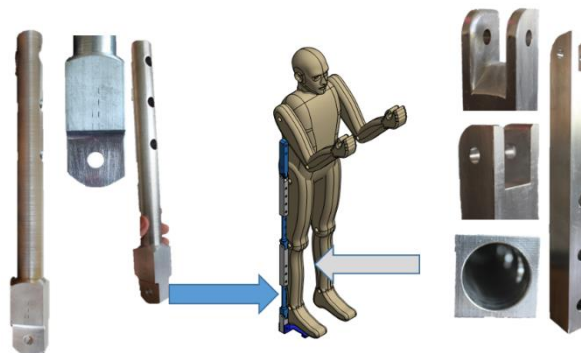


Figura 3.36. Eslabón de la pantorrilla en el exoesqueleto. A la izquierda la parte inferior, a la derecha la parte superior. Se señala su localización en la estructura.

- *Eslabón del tobillo y plataforma del pie*

El eslabón del tobillo tiene la articulación del tobillo en la parte superior, mientras que en la parte inferior se ensambla la plataforma para el pie del usuario. Estas piezas se muestran en la Figura 3.37. El eslabón de tobillo es compatible con la parte inferior del eslabón de pantorrilla para el bloqueo mecánico en los límites de los arcos de movimiento.

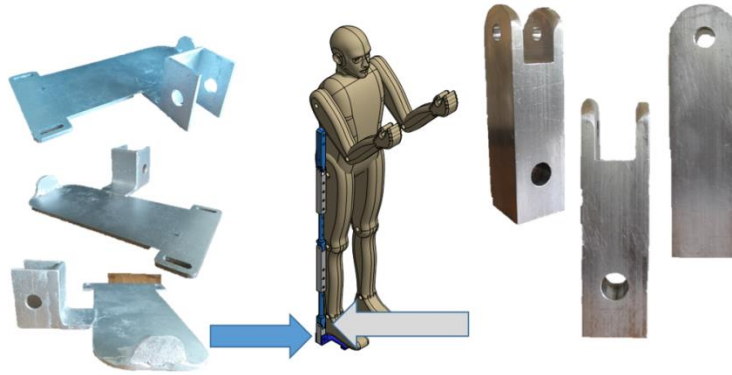


Figura 3.37. Eslabón del tobillo y plataforma del pie en el exoesqueleto. A la izquierda la plataforma, a la derecha el eslabón de tobillo. Se señala su localización en la estructura.

- *Hebillas de sujeción*

Las hebillas de sujeción dan lugar a las correas que permiten la transmisión de movimiento desde la estructura del exoesqueleto a los miembros inferiores del usuario. También interactúan en el ensamble con el perno utilizado para variar la longitud de los eslabones. Como se mencionó en la sección 3.1.1, su posición al centro de los eslabones ayuda a disminuir las fuerzas reactivas causadas por los desajustes micro. La Figura 3.38 muestra estas piezas.

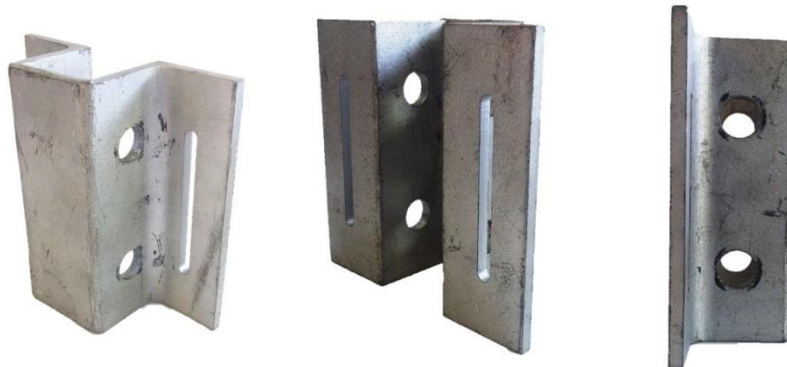


Figura 3.38. Hebillas de sujeción para cintura, muslo y espinilla.

- *Pernos de articulación en rodilla y tobillo*

En las articulaciones de rodilla y tobillo se utilizan pernos lisos (también llamados tornillos de pivote o pernos de articulación) de 8 mm de diámetro como el mostrado en la Figura 3.39.



Figura 3.39. Perno de articulación utilizado en las articulaciones de rodilla y tobillo de la estructura del exoesqueleto.

- *Correas de sujeción*

Las correas de nylon empleadas para para la sujeción de muslos y espinillas tienen un ancho de 36 mm, y un ancho de 55 mm para la sujeción en la cintura, como las mostradas en la Figura 3.40. En la plataforma del pie se utiliza una correa de 20 mm de ancho.



Figura 3.40. Correas de sujeción para muslos, espinillas y cadera. En la parte superior se presenta la correa de 36 mm de ancho y en la parte inferior la correa de 55 mm de ancho.

- *Masa del prototipo*

El ensamble completo del exoesqueleto (incluyendo hebillas, correas, pasadores de articulación, de motor y de potenciómetro) se presenta en la Figura 3.41. El ensamble del potenciómetro con montura se muestra en la Figura 3.42, el ensamble del motor se muestra en la Figura 3.43 y el exoesqueleto completo sobre un sujeto de prueba en la Figura 3.44. De acuerdo a estimaciones a partir del prototipo virtual, la masa de ambas piernas se encuentra alrededor de los 8.43 kg. Sin embargo, en el prototipo físico, piezas como las hebillas y las plataformas de los pies fueron fabricadas en acero, por lo que la masa total cambió hasta cerca de 11.7 kg. La Tabla 3.14 presenta la masa de cada componente en el prototipo físico. Las plataformas de los pies son de utilidad para soportar el peso del exoesqueleto con la finalidad de evitar que el total de la estructura tenga que ser soportado por el usuario.



Figura 3.41. Ensamble completo de los eslabones del prototipo físico del exoesqueleto.

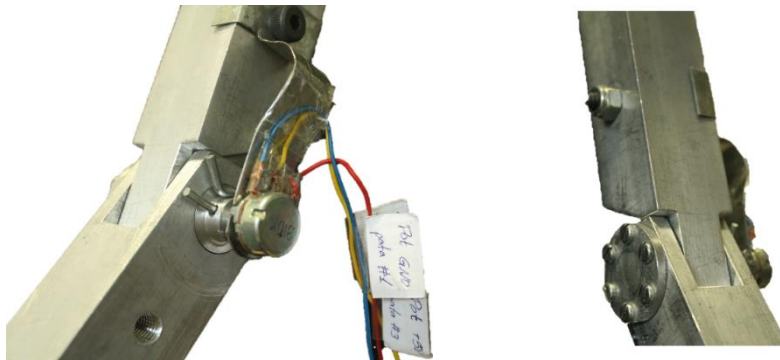


Figura 3.42. Potenciómetro y su montura en el ensamble del prototipo físico.

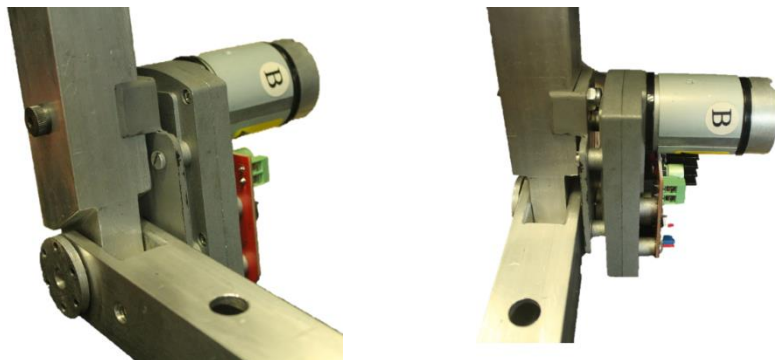


Figura 3.43. Servomotor y su montura en el ensamble del prototipo físico.

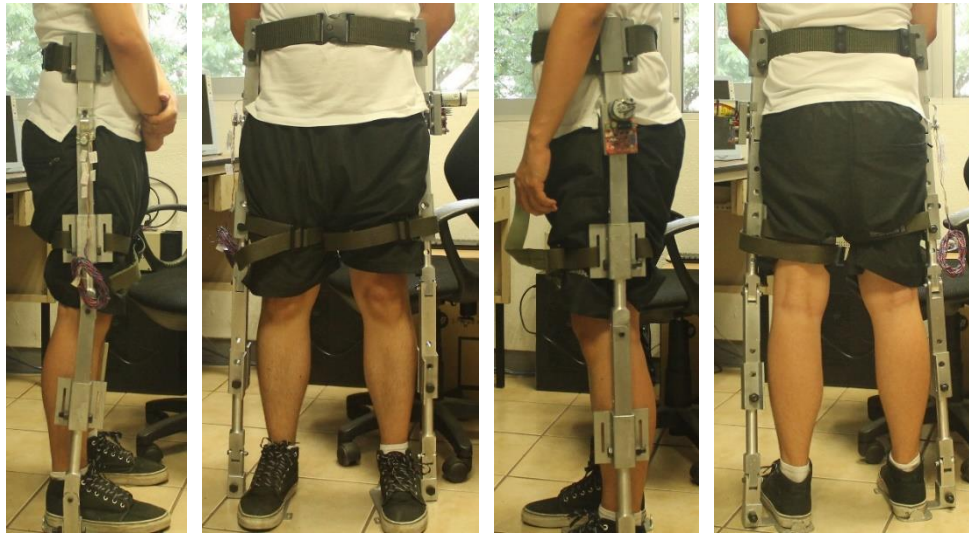


Figura 3.44. Prototipo físico usado por un sujeto de prueba desde distintas vistas.

Tabla 3.14. Detalle de masa en las piezas del ensamble del prototipo físico del exoesqueleto.

Pieza	Masa (kg)	Cantidad	Total (kg)
Hebilla para correas	0.508	6	3.048
Perno tamaño M14x45 clase 4.8	0.108	10	1.080
Montura de motor	0.125	1	0.125
Montura de potenciómetro	0.027	1	0.027
Pasador de motor	0.029	1	0.029
Pasador de potenciómetro	0.031	1	0.031
Servomotor	0.550	1	0.550
Potenciómetro	0.030	1	0.030
Perno liso de 8 mm.	0.020	6	0.120
Tornillo 6-32 NC para pasadores	0.001	12	0.012
Eslabón de cadera	0.565	2	1.130
Eslabón de muslo (hembra)	0.362	2	0.724
Eslabón de muslo (macho)	0.354	2	0.708
Eslabón de espinilla (hembra)	0.447	2	0.894
Eslabón de espinilla (macho)	0.452	2	0.904
Eslabón de tobillo	0.246	2	0.492
Plataforma del pie	0.910	2	1.820
Masa total (kg)			11.724

En comparación, otros prototipos de exoesqueletos disponibles actualmente han registrado valores de masa total relativamente cercanos en sus ensambles. Por ejemplo, la segunda generación del exoesqueleto BLEEX tenía una masa total de 14 kg (la primera generación pesaba el doble [86, 97]); el exoesqueleto HAL se encuentra alrededor de los 21 kg [97].

- *Costo de fabricación*

El costo aproximado de materiales y fabricación para la realización del prototipo del exoesqueleto se presenta en la Tabla 3.15. En la lista presentada no se considera el costo de otros dispositivos necesarios para el uso del exoesqueleto como lo son el electromiógrafo y las tarjetas de adquisición de datos utilizadas (sección 3.2.1).

Tabla 3.15. Costo aproximado de materiales y fabricación del prototipo físico del exoesqueleto.

Concepto	Costo aproximado
Barra cuadrada de aluminio 1 ¼"	\$1 200
Barra redonda de aluminio de 1 ¼"	200
Tornillería Perno M14x45 clase 4.8 Perno liso de 8 mm Tornillo 6-32 NC	575
Servomotor WINGXINE	1 500
Instrumentos y material Potenciómetro, cableado	100
Correas para sujeción	800
Fabricación Maquinado de eslabones Hebillas para correas Plataforma de los pies Montura de motor	3 500
Total	\$7 875

3.2 Análisis de señales mioeléctricas

El exoesqueleto desarrollado en este trabajo tiene la libertad de rotación en los movimientos de flexión y extensión de las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo. El movimiento del actuador en la articulación de cadera en el exoesqueleto es controlado a partir de señales mioeléctricas tomadas de músculos seleccionados en la pierna sana.

Esta sección describe el equipo utilizado para el registro y procesamiento de la señal mioeléctrica como una señal de control, así como la identificación de características de la señal y el algoritmo utilizado para controlar el motor en la articulación de cadera.

3.2.1 Equipo utilizado para la adquisición de señales mioeléctricas

El sistema utilizado para la adquisición y procesamiento de señales se compone de un electromiógrafo de superficie marca Delsys, modelo Bagnoli-8 de tipo escritorio y una tarjeta de adquisición de datos marca National Instruments modelo PCI-6034E conectada a una computadora de escritorio y utilizada a través del software Matlab.

El electromiógrafo como conjunto está compuesto de ocho electrodos diferenciales de superficie, una unidad amplificadora, un módulo y cable de entrada y una fuente de alimentación de grado médico. Estos componentes se presentan a detalle en el Anexo F.

Para realizar la adquisición de señales mioeléctricas se utiliza la tarjeta de adquisición de datos PCI-6034E de National Instruments conectada a una computadora de escritorio. La unidad amplificadora principal del electromiógrafo se conecta a la tarjeta de adquisición a través de un cable de conexión tipo HD68. La tarjeta de adquisición y el cable de conexión se muestran en la Figura 3.45. El Anexo G presenta características detalladas de la tarjeta de adquisición de datos National Instruments.



Figura 3.45. Tarjeta de adquisición de datos National Instruments PCI-6034E y cable de conexión tipo HD68.

3.2.2 Equipo utilizado para el control del motor

El procesamiento de la señal mioeléctrica adquirida resulta en una señal de control que debe llegar al motor. El motor seleccionado (sección 3.1.10) tiene la capacidad de controlar su posición desde 0 hasta 300° en forma proporcional a partir de un voltaje de control que puede variar de 0 a 5V.

Para la implementación del programa de control del exoesqueleto en tiempo real (presentado más adelante en la sección 3.2.6) se hace uso de una tarjeta multifunción para la adquisición y el envío de señales entre instrumentos y el servomotor instalado en el ensamble. La comunicación entre el motor, instrumentos y el programa de control se hace a través de la tarjeta de adquisición de datos marca Advantech modelo PCI-1716. Se trata de una tarjeta multifunción de 16 canales de entrada análoga, 2 canales de salida análoga, 16 canales de entrada digital, 16 canales de salida digital y salidas de 5 y 12 VCD. La tarjeta se conecta a un tablero de conexión a través de un cable HD68. La tarjeta y el tablero de conexión se muestran en la Figura 3.46. El Anexo H presenta características más detalladas de la tarjeta Advantech y la asignación de pines en el tablero de conexión.

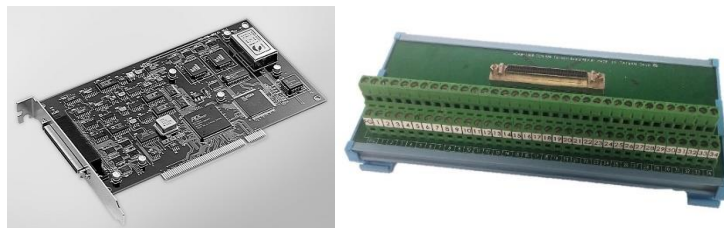


Figura 3.46. Tarjeta multifunción Advantech PCI-1716 y tablero de conexión para cable HD 67.

De forma esquemática, el flujo de información en el sistema de control mioeléctrico se presenta en el diagrama de la Figura 3.47. Las señales analógicas se adquieren y acondicionan con los electrodos de superficie y el electromiógrafo para ser enviadas a la computadora a través

de la tarjeta de adquisición de datos. Posteriormente se procesa la señal digital en Matlab para aplicar un rectificado completo de onda e identificar la señal de activación muscular. La señal binaria de activación se compara con los valores de posición angular tomados de la pierna sana medidos por un potenciómetro y se toma una decisión para el movimiento angular del motor.

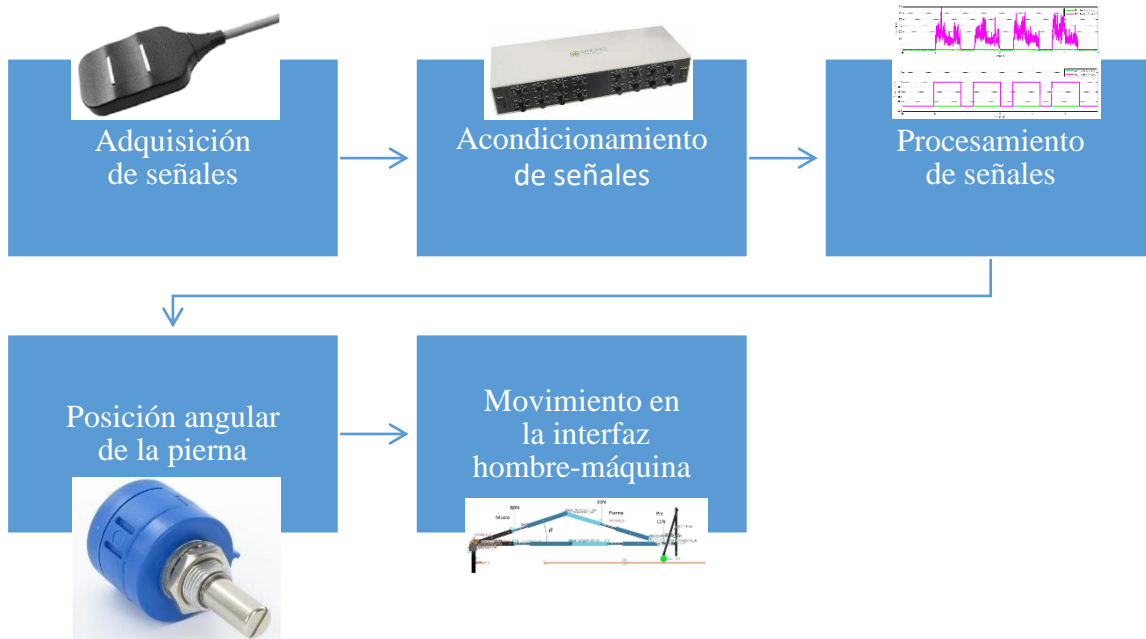


Figura 3.47. Diagrama de flujo representativo del funcionamiento del sistema de control mioeléctrico.

3.2.3 Localización de músculos a caracterizar

Los movimientos caracterizados para la obtención de características de la señal mioeléctrica comprenden la flexión y extensión de la articulación de cadera. En la sección 2.1.5.1 se presentaron los músculos involucrados en cada uno de estos movimientos. Al analizar la localización de los músculos enlistados y observar la influencia que tiene cada uno en la articulación de la cadera, se seleccionó el músculo *recto femoral* y el músculo *semitendinoso* para los movimientos de flexión y extensión, respectivamente. La localización de estos músculos se muestra en la Figura 3.48.

Junto con la elección de los músculos sobre los cuales se realiza la adquisición de señales, es necesario conocer la localización y orientación que deben tener los electrodos al colocarse sobre los músculos seleccionados para obtener señales con la menor cantidad posible de ruido (principalmente libres de *crosstalk*). La recomendación dada por [98] para ambos músculos se presenta a continuación.

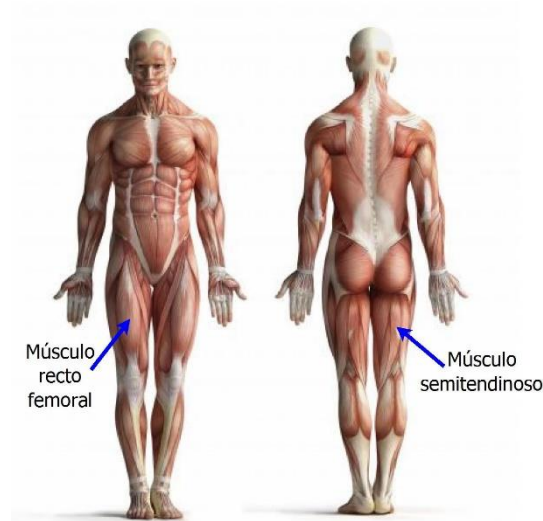


Figura 3.48. Localización de los músculos seleccionados para la adquisición de señales en los movimientos de flexión y extensión de la articulación de cadera.

En el movimiento de flexión, para el músculo *recto femoral*, el electrodo se coloca al 50% de una línea imaginaria trazada entre la espina iliaca anterior superior y la parte superior de la rótula. En la Figura 3.49 se señala con un círculo el sitio de colocación recomendado.

En el movimiento de extensión, para el músculo *semitendinoso*, el electrodo se coloca al 50% de la línea trazada entre la tuberosidad isquiática (hueso de sentarse) y el epicóndilo medial de la tibia. En la Figura 3.50 se señala con un círculo el sitio de colocación recomendado.

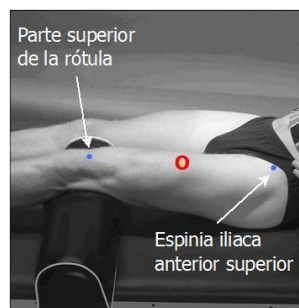


Figura 3.49. Localización recomendada para el electrodo de superficie en el músculo recto femoral.

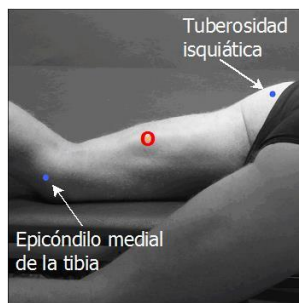


Figura 3.50. Localización recomendada para el electrodo de superficie en el músculo semitendinoso.

3.2.4 Acondicionamiento para la adquisición de señales en movimientos de flexión y extensión.

Una vez establecido el movimiento sobre el cual se realiza la adquisición de señales, con los músculos y la colocación de electrodos identificados, se estableció un procedimiento para la adquisición de señales con distintos sujetos de prueba para identificar características en las señales. El objetivo fue definir una prueba estandarizada para observar características en la señal mioeléctrica entre distintos días y sujetos de prueba.

3.2.4.1 Posiciones para la prueba.

Para minimizar la activación de otros músculos en los miembros inferiores además de los músculos *recto femoral* y *semitendinoso*, la adquisición de señales se realizó en las posiciones de decúbito supino para el movimiento de flexión y decúbito prono para el movimiento de extensión, como se muestra en la Figura 3.51.

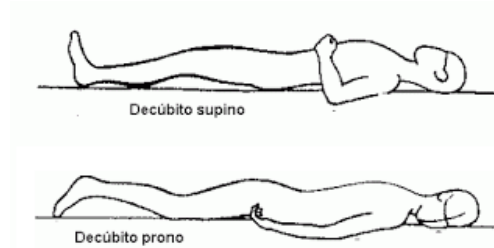


Figura 3.51. Posturas corporales de decúbito supino y decúbito prono.

3.2.4.2 Colocación de electrodos, configuración del electromiógrafo y de la tarjeta de adquisición de datos.

Antes de iniciar cada sesión para el registro de señales mioeléctricas utilizando el equipo presentado en la sección 3.2.1, es necesario realizar tres tareas: colocación de los electrodos, ganancia en el amplificador del electromiógrafo y configuración de la tarjeta de adquisición de datos en Matlab.

En el caso de los sensores, la preparación de la piel del paciente sigue las recomendaciones dadas en la sección 2.1.4.3 (remoción del vello corporal en el área a estudiar y limpieza con alcohol para remover piel muerta). Se coloca un electrodo en cada músculo de acuerdo a las localizaciones presentadas en la sección 2.1.5.4 para posicionar el electrodo en la cercanía de la zona con mayor tono muscular. Los contactos de los electrodos se posicionan de forma que estos se encuentren orientados de forma perpendicular a las fibras musculares, similar a lo presentado en la Figura 3.52. Para evitar picos en los registros de las señales debidos al movimiento de sensores o cables, se aseguran los sensores al cuerpo con una correa adhesiva que sujete ambos electrodos en la pierna evitando producir una presión incómoda en el usuario.



Figura 3.52. Orientación del electrodo de superficie con respecto a las fibras musculares.

La unidad amplificadora del electromiógrafo cuenta con perillas que controlan la ganancia en cada canal, similar a la representación de la Figura 3.53. Cada perilla puede ajustar la ganancia de la señal en valores de 0, 100, 1k o 10k. El fabricante del electromiógrafo recomienda seleccionar el valor de ganancia de 1k debido a que esta es la ganancia típica para señales mioeléctricas de superficie que van de $\pm 100 \mu V$ a $\pm 5 mV$, lo que resulta en señales de voltaje de $\pm 100 mV$ a $\pm 5 V$.

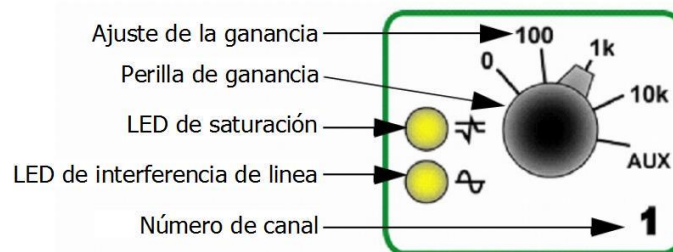


Figura 3.53. Panel correspondiente a un canal en la unidad amplificadora. Incluye perilla de ganancia ajustable, LED de saturación y LED de interferencia de línea.

El electromiógrafo se comunica con la computadora a través de la tarjeta de adquisición de datos PCI-6034E de National Instruments. Las señales adquiridas se visualizan a través del entorno Simulink dentro de Matlab. En la configuración de la tarjeta, se establecen los dos canales a través de los cuales se realiza la adquisición de datos (uno para cada músculo seleccionado) y la frecuencia de muestreo. Para este caso, de acuerdo al teorema de muestreo de Nyquist, y sabiendo que la mayor parte de la potencia de la señal mioeléctrica se encuentra entre 10 y 250 Hz, una frecuencia de muestreo de 1000 Hz (que corresponde a un dato adquirido cada milisegundo) se considera suficiente para evitar el efecto *aliasing* [19, 20] descrito en la sección 2.1.5.4.

3.2.4.3 Máxima Contracción Isométrica Voluntaria y rectificado de la señal

El concepto de la máxima contracción isométrica voluntaria MCIV fue introducido en la sección 2.1.4.3. En la aplicación del exoesqueleto en pacientes que padecen hemiplejia o hemiparesia, el hecho de solicitar al paciente realizar una contracción máxima podría considerarse una contraindicación, una *contracción máxima aceptable* puede servir como una referencia (dentro de un contexto de terapia física) sobre la evolución del paciente durante varias sesiones de rehabilitación. Sin embargo, una *contracción máxima aceptable* no se puede considerar como un reemplazo de la MCIV debido a que la primera puede cambiar considerablemente en el día a día [19].

Es importante dar una correcta fijación del miembro a estudiar contra una resistencia rígida para llevar a cabo un ejercicio de MCIV. Una posición recomendada para la obtención del índice de MCIV para los músculos seleccionados se presenta en la Figura 3.54. Se colocó al sujeto en posición de sedestación sobre una silla y con el uso de correas se limitó el movimiento de su pie contra la pata de la silla. Las rodillas se posicionaron con una flexión de 90° y una separación entre los pies igual a la distancia entre los hombros. Esta configuración es parte de las recomendaciones planteadas en [19] para pruebas de MCIV.

La prueba consistió en lo siguiente: Se pidió al sujeto realizar un movimiento de flexión (o extensión) con toda la fuerza posible contra la resistencia estática por un lapso de tiempo de 4 a 5 segundos para descansar durante los 5 segundos siguientes. Se realizaron las pruebas hasta obtener entre 5 y 10 repeticiones en la activación de cada músculo. Durante cada prueba, se adquieren señales desde 2 segundos antes del inicio de la actividad muscular para obtener una señal en reposo de utilidad en las primeras etapas del procesamiento posterior. Para la prueba en flexión es posible prescindir de la correa y apoyar la pierna contra la pata de la silla siempre que el ángulo en la articulación se encuentre alrededor de 90° . En [99] se recomienda hacer contracciones breves para evitar la fatiga muscular, pero lo suficientemente largas para lograr un buen filtrado de la señal; además, se recomienda aceptar como valor máximo al mayor valor obtenido a lo largo de tres pruebas consecutivas.

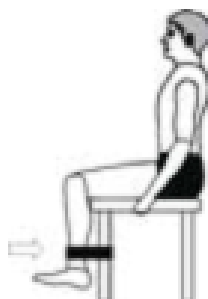


Figura 3.54. Posición para las pruebas de de MCIV para músculos de flexión y extensión en la articulación de cadera.

Para obtener los índices de MCIV en flexión y extensión se utilizó el código de Matlab descrito en el Anexo I. Las operaciones realizadas por el programa son descritas a continuación.

Al graficar la señal mioeléctrica adquirida es común obtener gráficos de la señal con un desplazamiento (*offset*) con respecto del cero en el rango de la señal. Por lo regular debido a condiciones como cambios en la impedancia de la piel, ligeras variaciones en la colocación de los electrodos o que el sujeto no se encuentre totalmente relajado al inicio de la adquisición. Dentro del procesamiento para obtener el índice de MCIV, el primer paso es corregir el offset. En la sección 2.1.4.2 se mencionó que las señales mioeléctricas se han descrito como un proceso estocástico cuya distribución de la amplitud para un nivel fijo de actividad muscular es un proceso Gaussiano de valor medio cero. Tomando en cuenta tal idealización, es posible ajustar los datos adquiridos para corregir el offset.

Se utilizan los dos primeros segundos de la señal bruta en reposo de actividad muscular para eliminar el offset. Debido a que la señal debe tener un valor medio (cerca a) cero, la media de todos los puntos que comprenden los dos primeros segundos de actividad es suficiente para obtener el valor del offset de la señal. El valor de media obtenido de dicho conjunto de datos se resta de todos los valores adquiridos para obtener gráficos como los presentados en la Figura 3.55.

Con los puntos de la señal corregidos es posible graficar los conjuntos de datos de ambos músculos en un mismo gráfico para apreciar la diferencia de amplitud entre un músculo activado y uno en reposo, como se muestra en la Figura 3.56.

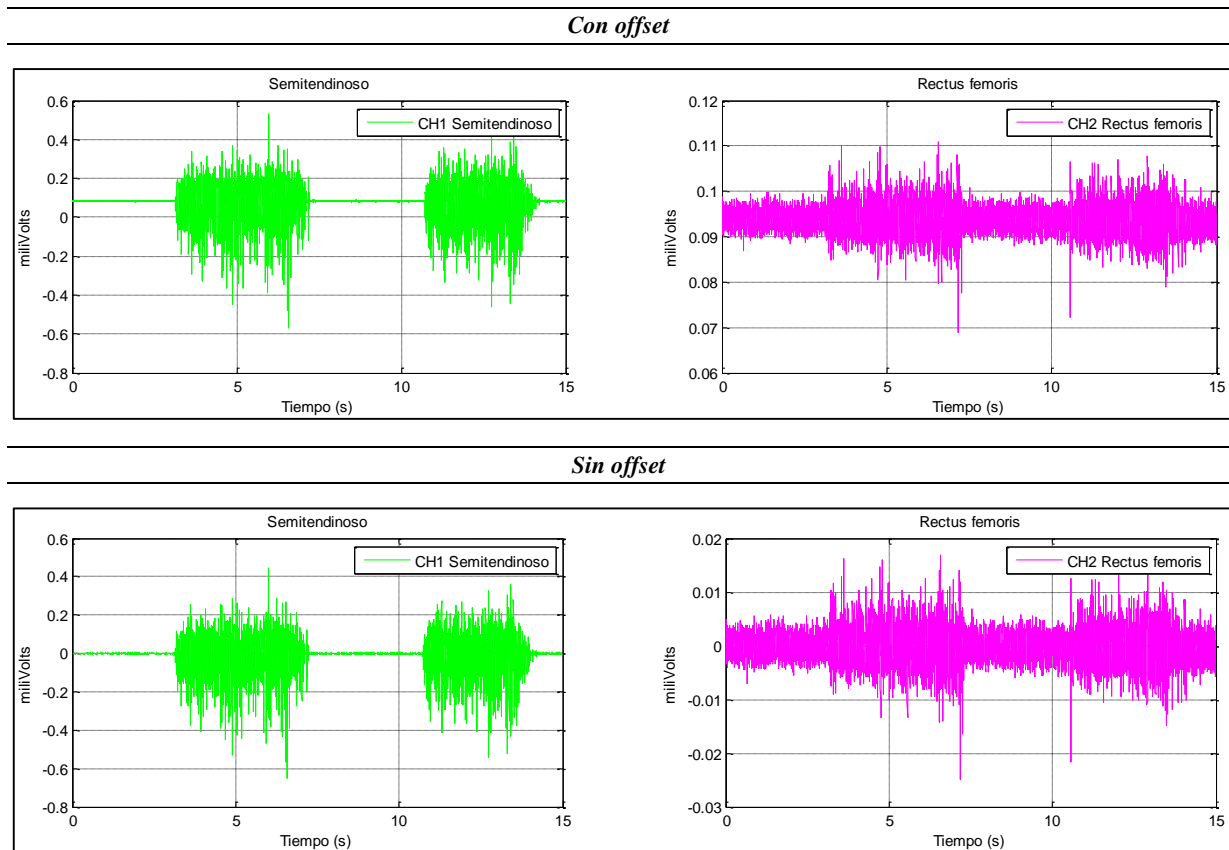


Figura 3.55. Señal mioeléctrica bruta de dos pruebas de MCIV en flexión. En la parte superior se presentan los gráficos de la señal bruta para cada músculo. En la parte inferior se presentan las mismas señales con el offset corregido.

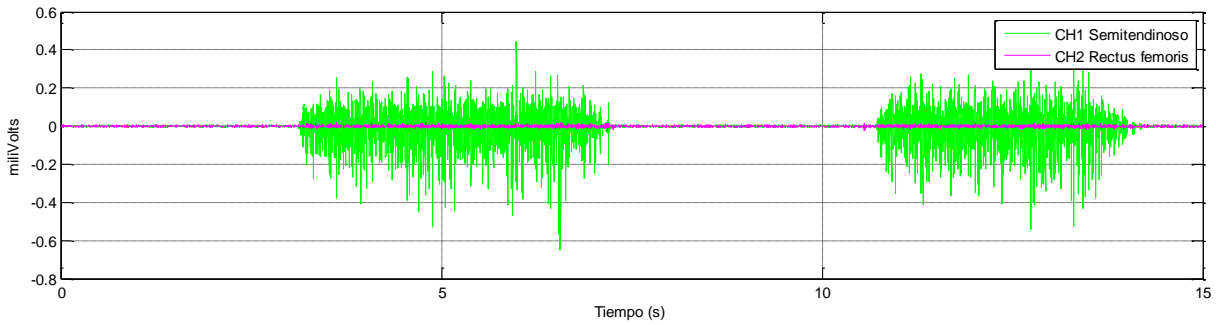


Figura 3.56. Señal mioeléctrica bruta de dos pruebas de MCIV en flexión. Se observa la diferencia de amplitud entre un músculo activado (semitendinoso) y un músculo en reposo (recto femoral).

La naturaleza azarosa de la señal mioeléctrica hace que una señal bruta no pueda ser reproducida dos veces de forma precisa. Para hacer frente a este problema, la parte no reproducible de la señal se minimiza al aplicar un algoritmo de rectificado. El algoritmo utilizado fue el RMS (*root mean square* o media cuadrática). La revisión realizada por [100] muestra que el RMS presenta poca variación entre registros de señales tomados en distintos días y distintos individuos. El RMS refleja los niveles de actividad muscular en reposo y durante la contracción con buenos resultados tanto para contracciones estáticas como dinámicas [101, 102]. Otros autores han identificado el RMS como una característica apropiada para representar la potencia media de la señal, lo que se refleja en un significado físico claro [99].

El objetivo de aplicar el rectificado a la señal a partir del RMS radica en una señal más “limpia” para una mejor observación en los cambios repentinos de amplitud durante la actividad muscular y la observación de los picos que definen el índice de MCIV para cada músculo medido. El RMS de la señal mioeléctrica adquirida se calcula mediante

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N y_i^2} \quad (3-25)$$

donde y_i representa la amplitud de cada dato i adquirido de un total de N datos de un intervalo definido. En este caso, el intervalo N es una ventana de tiempo. Para el cálculo del RMS de la señal mioeléctrica, en [19] se recomiendan ventanas de tiempo de entre 20 y 100 ms, donde una ventana de tiempo menor es conveniente para movimientos rápidos, y una ventana de tiempo mayor es recomendable para movimientos lentos o contracciones estáticas. Para este trabajo se seleccionó una ventana de tiempo de 50 ms, lo que significa que utilizando la frecuencia de muestreo de 1000 Hz, el RMS se calcula cada 50 puntos adquiridos. La señal rectificadas y suavizadas para una prueba de MCIV obtenida se presenta en la Figura 3.57.

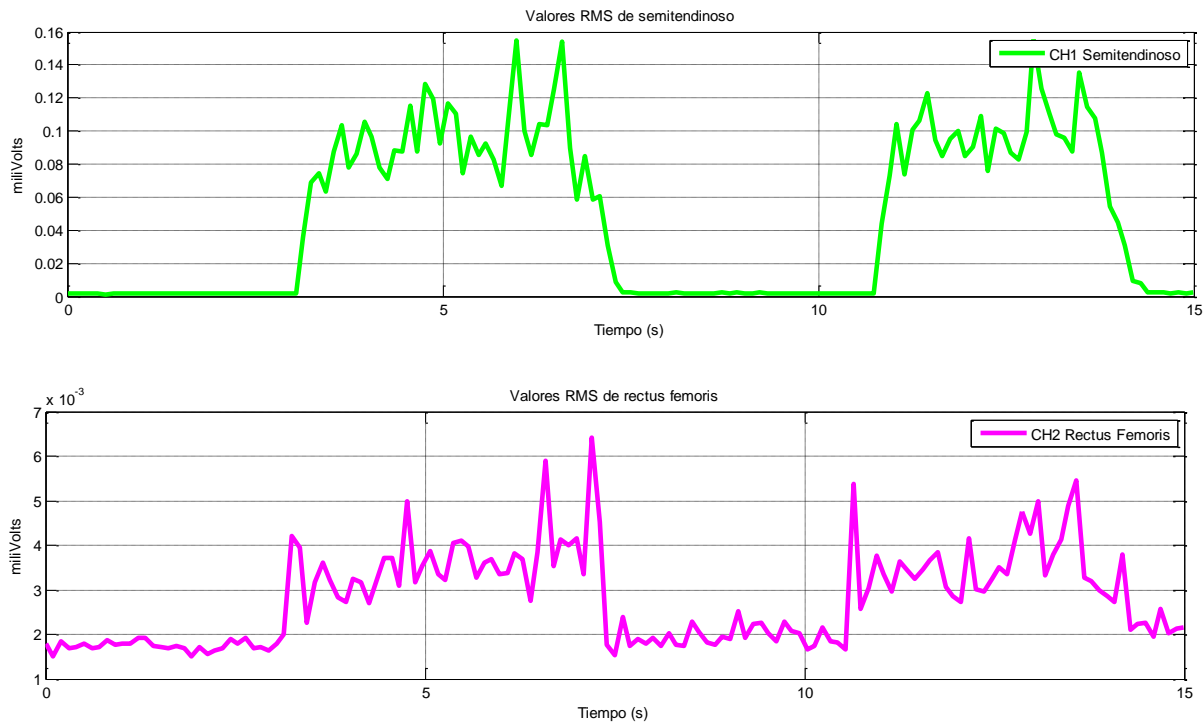


Figura 3.57. Señal mioeléctrica rectificada para una MCIV en flexión. El RMS fue calculado en una ventana de tiempo cada 50ms durante los 15 segundos de adquisición.

Se realizaron pruebas para la obtención del índice de MCIV en dos sujetos de prueba (jóvenes adultos sin problemas motrices en miembros inferiores). El índice de MCIV se selecciona como la amplitud máxima obtenida a lo largo de 12 pruebas realizadas para flexión y extensión. Es decir, 6 pruebas para cada movimiento. Las condiciones de la prueba fueron descritas en la primera sección de este apartado. Los resultados obtenidos en los índices de MCIV para ambos sujetos de prueba se resumen en la Tabla 3.16.

Tabla 3.16. Índices de MCIV para los sujetos de prueba en movimientos de flexión y extensión. La columna llamada “Canal” corresponde al canal seleccionado en el electromiógrafo para el registro de la señal en todas las pruebas realizadas.

Prueba realizada	Músculo	Canal	Valor de MCIV (μV)	
			Sujeto A	Sujeto B
Flexión	Semitendinoso	1	170.6	95.1
Extensión	Recto femoral	2	98.2	48.7

Los índices de MCIV obtenidos se utilizan en procesamientos posteriores para representar el 100% de amplitud de la señal rectificada a lo largo de las pruebas en movimientos de flexión y extensión. Como se mencionó anteriormente, la expresión de la amplitud en % de MCIV permite realizar comparaciones entre señales registradas entre sesiones de pruebas, así como distintas pruebas y sujetos de prueba. Los gráficos obtenidos para los sujetos de prueba en todas las pruebas de MCIV se presentan en el Anexo J.

3.2.5 Detección de activación muscular

Para el programa de control en el exoesqueleto, se pretende utilizar los cambios de amplitud de la señal mioeléctrica generados por la contracción muscular como una señal de control que actúa en conjunto con el ángulo medido en la pierna sana. Se propone un algoritmo para la detección de la activación muscular de uno u otro músculo al realizar la adquisición de la señal mioeléctrica en ambos músculos a la vez y en tiempo real.

Un clasificador de señales enfocado a la detección de activación muscular requiere de cuando menos tres aspectos fundamentales: una ventana de datos a analizar de tamaño adecuado, una función de prueba y un umbral de decisión [103, 104].

La técnica “tradicional” utilizada por algunos investigadores para definir el umbral a partir del cual se considera un músculo como activado era a través de una inspección visual posterior a la señal registrada. Algunos trabajos han sido presentados en relación a la implementación de distintos algoritmos para la detección de la contracción muscular a partir del registro de señales mioeléctricas de superficie [103, 105]. Otras publicaciones han realizado comparaciones entre distintos métodos para comparar la precisión de cada método bajo condiciones similares entre sí [106, 107].

3.2.5.1 Algoritmo FMA

Se propone un algoritmo de detección de activación muscular al adquirir señales mioeléctricas en dos músculos de forma simultánea utilizando el método FMA (*Finite Moving Average* o media móvil finita) descrito en [103, 106] para la detección de activación muscular durante la adquisición de señales mioeléctricas. Este método compara características extraídas de la señal base (señal del músculo en reposo) con los datos adquiridos en una ventana móvil de tiempo. Las características de la señal base utilizadas son la media μ y la desviación estándar $\hat{\sigma}$. Sin embargo, el algoritmo presentado en los trabajos citados para el uso de este método observa un músculo a la vez. En este trabajo se propone el uso del método FMA junto con condiciones adicionales cuando la adquisición de señales se toma de dos músculos a la vez y la activación muscular pretende ser detectada solo en un músculo a la vez. Los siguientes párrafos describen las características estadísticas de la señal y el algoritmo utilizados en el método.

La señal rectificadora de cada canal (correspondiente a cada músculo) se representa como una secuencia $(y_t)_{t \geq 1}$ de valores discretos $y_1, y_2, y_3, \dots, y_t$, donde y_t es la amplitud de la señal (expresada en *miliVolts*) por cada incremento de tiempo t .

Inicialmente, se caracteriza la actividad de la señal base mediante una ventana de tiempo fija Q que observa los primeros segundos de adquisición. De este conjunto de datos se obtiene el valor de la media

$$\mu_{base} = \frac{1}{Q} \sum_{t=1}^Q y_t$$

(3-26)

y la desviación estándar

$$\hat{\sigma}_{base} = \sqrt{\frac{1}{Q-1} \sum_{t=1}^Q (y_t - \mu_{base})^2} \quad (3-27)$$

donde

- Q es la ventana de tiempo fija en milisegundos
- μ_{base} y $\hat{\sigma}_{base}$ son la media y la desviación estándar de la señal registrada dentro de la ventana de tiempo fija
- y_t representa el valor de amplitud de señal expresada en % de MCIV en cada instante t
- t es el valor de tiempo en cada milisegundo de adquisición desde $i = 1$ hasta $i = Q$

Los valores de μ_{base} y $\hat{\sigma}_{base}$ deben ser obtenidos por separado para la señal mioeléctrica de cada canal (músculo) observado. Las características obtenidas para la señal base se utilizan como función de prueba para el algoritmo de detección.

Una vez que se alcanza el tiempo Q se ha caracterizado la señal base. A partir de este punto una ventana móvil en el tiempo de tamaño fijo L evalúa el valor de la media y la desviación estándar durante todo el tiempo i en que se realiza la adquisición en intervalos de L datos. Para la ventana móvil se calculan

$$\mu_{señal} = \frac{1}{L} \sum_{t=i}^{L+i-1} y_t \quad (3-28)$$

y

$$\hat{\sigma}_{señal} = \sqrt{\frac{1}{L-1} \sum_{t=i}^{L+i-1} (y_t - \mu_{señal})^2} \quad (3-29)$$

donde

- L es la ventana de tiempo móvil en milisegundos
- $\mu_{señal}$ y $\hat{\sigma}_{señal}$ son la media y la desviación estándar de la señal registrada dentro de la ventana de tiempo móvil
- y_t representa el valor de amplitud de señal expresada en % de MCIV en cada instante t
- i es un valor de tiempo que cambia con cada milisegundo de adquisición desde $i = 1$ hasta $i = N$
- N es el tiempo total empleado para la adquisición de datos en milisegundos. Si se utiliza el algoritmo de detección de activación en una sesión en tiempo real, $N \rightarrow \infty$.

El concepto de ventana móvil se puede ejemplificar de la siguiente manera: si se realiza una adquisición de la señal mioeléctrica donde los primeros 500 milisegundos corresponden a una

señal en reposo y posteriormente inicia la actividad muscular, se establece que $Q = 500$ y se calcula μ_{base} y $\hat{\sigma}_{base}$ con los primeros Q datos adquiridos (desde y_1 hasta y_{500}). Suponiendo ahora que la ventana móvil tiene un valor de $L = 250$, se calculan $\mu_{móvil}$ y $\hat{\sigma}_{móvil}$ para los primeros L valores de y_t que se encuentran a partir de $Q + 1$ (desde y_{501} hasta y_{750}). El algoritmo realiza comparaciones entre los valores de μ y $\hat{\sigma}$ para ambas ventanas de tiempo y se toma una decisión a partir de un umbral definido por la señal base (los parámetros para esta decisión se describen en los siguientes párrafos). Posteriormente se recalcula $\mu_{móvil}$ y $\hat{\sigma}_{móvil}$ con los siguientes L valores (desde y_{751} hasta y_{1000}) y así sucesivamente. De esta forma, las características de la señal que se está registrando son evaluadas en un conjunto de $L = 250$ datos cada vez que el tiempo t avanza a lo largo de i .

El algoritmo de detección de activación muscular planteado para este trabajo toma una decisión sobre el estado de activación muscular de un músculo a partir de comparaciones entre la señal registrada con respecto de dos umbrales definidos para la amplitud de la señal rectificadas. Se considera el siguiente procesamiento en la señal:

- 1) La señal mioeléctrica registrada en los músculos semitendinoso y recto femoral se asignan como canal 1 y canal 2 (para la notación en el algoritmo, en el electromiógrafo y para la tarjeta de adquisición de datos), respectivamente. La señal de cada canal recibe una corrección de offset y un rectificado completo de onda al calcular el RMS.
- 2) Se calcula el valor de la media μ y la desviación estándar $\hat{\sigma}$ de los puntos de la señal rectificadas dentro de los primeros 2 segundos (ventana de tiempo fija, Q) de adquisición para ambos canales. Los valores calculados se almacenan como μ_{base1} , $\hat{\sigma}_{base1}$, μ_{base2} y $\hat{\sigma}_{base2}$ para su uso más adelante.
- 3) Después de los primeros 2 segundos de adquisición, se calcula la media μ y la desviación estándar $\hat{\sigma}$ de cada canal con los datos de señal rectificadas obtenidos dentro del intervalo de tiempo L . Los valores obtenidos en cada cálculo se almacenan cada vez como μ_{CH1} , $\hat{\sigma}_{CH1}$, μ_{CH2} y $\hat{\sigma}_{CH2}$.
- 4) El primer umbral de referencia es evaluado con los datos calculados en la ventana de tiempo móvil como $3\mu_{CH1} > \mu_{CH2}$. Si se cumple esta condición se evalúa el canal 1 con respecto del segundo umbral de referencia (punto 5 de esta lista), de lo contrario, se evalúa $3\mu_{CH2} > \mu_{CH1}$; si se cumple esta segunda condición, se evalúa el canal 2 con respecto del segundo umbral de referencia. Si no se cumple alguna de las condiciones evaluadas en este punto, el algoritmo considera que los dos músculos observados se encuentran en reposo y no se realiza comparación alguna con el segundo umbral; el algoritmo avanzaría al punto 6 de esta lista.
- 5) El segundo umbral de referencia es evaluado cuando se cumple una de las dos condiciones evaluadas por el primer umbral. Si la condición cumplida para el primer umbral fue $3\mu_{CH1} > \mu_{CH2}$, se evalúa ahora la desviación estándar del canal 1 dentro de la ventana de tiempo móvil $\hat{\sigma}_{CH1}$ con respecto de la desviación estándar calculada para

la señal base del mismo canal $\hat{\sigma}_{base1}$ con la condición $\hat{\sigma}_{CH1} \geq 3\hat{\sigma}_{base1}$; si esta condición se cumple, el algoritmo considera que el canal 1 se encuentra activado y el canal 2 se encuentra en reposo; si la condición no se cumple, el algoritmo considera que los músculos en ambos canales se encuentran en reposo durante el intervalo de tiempo L . De forma análoga, si la condición cumplida para el primer umbral fue $3\mu_{CH2} > \mu_{CH2}$, se realiza la misma evaluación con sus correspondientes valores $\hat{\sigma}_{CH2} \geq 3\hat{\sigma}_{base2}$; si esta condición se cumple, el algoritmo considera que el canal 2 se encuentra activado y el canal 1 se encuentra en reposo; si no se cumple, el algoritmo considera que los músculos en ambos canales se encuentran en reposo durante el intervalo de tiempo L .

- 6) En la medida que avanza el tiempo de adquisición de la señal, se obtiene un nuevo conjunto de datos dentro de la ventana móvil de tiempo L y se calculan nuevos valores de μ_{CH1} , $\hat{\sigma}_{CH1}$, μ_{CH2} y $\hat{\sigma}_{CH2}$ para evaluar nuevamente los umbrales de referencia y continuar observando el estado de activación muscular de los músculos seleccionados.

La evaluación de los parámetros estadísticos de la señal mioeléctrica continúa cada vez que se adquiere un nuevo conjunto de datos dentro de la ventana móvil de tiempo L . La lógica del algoritmo presentada en los párrafos anteriores se esquematiza en la Figura 3.58.

El primer umbral tiene como objetivo tomar una decisión sobre cuál de los dos músculos observados presenta mayor actividad entre sí como reflejo de una posible activación muscular. Cuando ambos músculos se encuentran en reposo, los valores de la media en la amplitud de la señal rectificadas de ambos canales se mantienen relativamente cercanos; si la actividad eléctrica aumenta en uno de los músculos como reflejo de la activación muscular, el valor de la media de su señal dentro de la ventana móvil de tiempo aumenta en proporción. El factor de 3 para la comparación entre los valores de la media para ambos canales fue ajustado de forma manual a partir de los resultados observados en el desarrollo del algoritmo; con este factor se aseguró la ausencia de falsos positivos durante la detección de la activación muscular. La decisión acerca de un estado de activación muscular se presenta al evaluar el segundo umbral de referencia.

El segundo umbral está encargado de realizar comparaciones de las desviaciones estándar entre el músculo con mayor actividad (resultado de la evaluación con el primer umbral) y su correspondiente señal base. Se considera un estado de activación muscular cuando la desviación estándar calculada en la ventana de tiempo móvil supera el valor de la desviación estándar calculada de la señal en reposo multiplicada por 3. El factor de 3 está asociado a la regla 68-95-99.7 para distribuciones normales (esta regla establece que el 99.7% de los datos se encuentran dentro de $\mu \pm 3\hat{\sigma}$ bajo la curva). Al considerar la señal mioeléctrica como un proceso estocástico Gaussiano de media cero, cualquier valor de desviación estándar calculado en la ventana de tiempo móvil que no se encuentre dentro de $\pm 3\hat{\sigma}$ de la señal base representará el comportamiento de un músculo que no se encuentra en reposo. Para el algoritmo, el cumplimiento de esta condición representa un músculo en actividad.

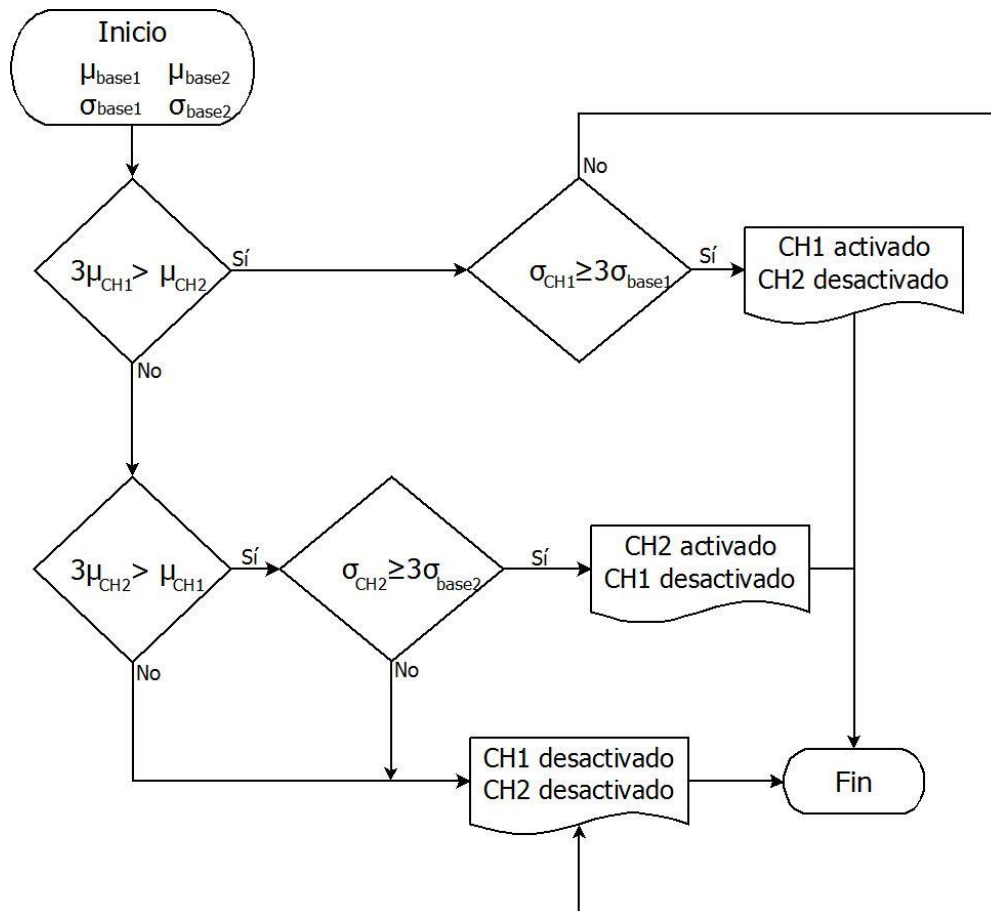


Figura 3.58. Diagrama de flujo del algoritmo FMA modificado para la detección de activación muscular.

La activación registrada para un músculo se representa a través de un gráfico binario. Un músculo activado se representa con un valor de 1 y un músculo desactivado (o en reposo) con un valor de 0 en el dominio del tiempo. La señal binaria se utiliza como señal de control para enviar una orden de activación al motor siempre que la señal se mantenga en 1. La posición angular del motor es controlada a partir de las mediciones obtenidas por un potenciómetro colocado en la pierna sana una vez que se ha detectado activación muscular en uno u otro músculo. Un gráfico binario para pruebas de flexión en el sujeto de prueba A se presenta en la Figura 3.59. El programa de Matlab utilizado para validar el método FMA modificado para este trabajo se muestra en el Anexo K. En la sección 3.2.6 se presentan detalles sobre los programas de detección en tiempo real.

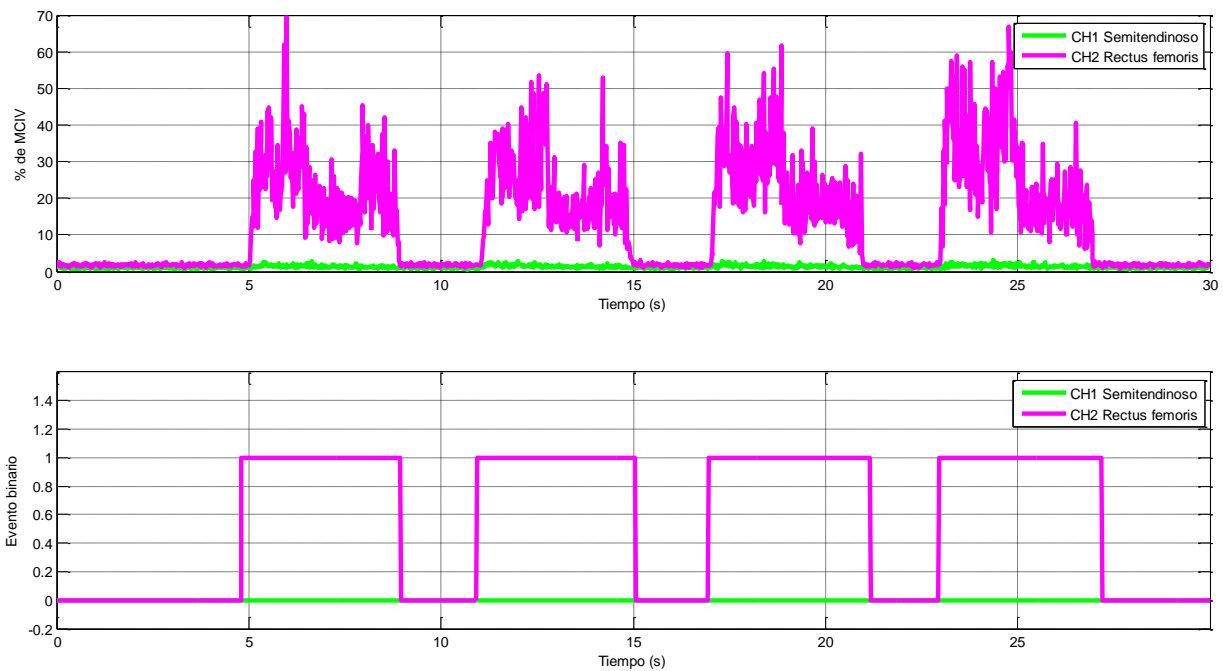


Figura 3.59. Señal binaria generada a partir de la señal mioeléctrica rectificada utilizando el algoritmo para la detección de la activación muscular. La parte superior presenta el gráfico de la señal mioeléctrica rectificada para un bloque de pruebas con 4 flexiones en 4 segundos por movimiento. La parte inferior presenta el gráfico binario que representa la activación muscular (para este caso, del canal 2 correspondiente al músculo recto femoral).

3.2.6 Programa de control en tiempo real

En esta sección se presenta el programa de control en tiempo real que controla al motor en la cadera de la pierna asistida del exoesqueleto con ayuda del potenciómetro acoplado en la pierna sana. El objetivo de un programa de detección en tiempo real es poder ofrecer al usuario del exoesqueleto la voluntad sobre la transmisión de movimiento durante la rehabilitación.

El programa puede dividirse en dos secciones principales: el clasificador de señales mioeléctricas que observa la activación muscular y el programa que alimenta la señal de control al motor a partir de la posición angular del potenciómetro en la pierna asistida. Se utilizó el entorno de programación visual *Simulink*, dentro de Matlab.

Al iniciar el programa para el control del exoesqueleto, se observa una ventana como la presentada en la Figura 3.60 con un bloque principal que contiene los algoritmos principales y 5 bloques que muestran datos de activación muscular y valores angulares, así como una ventana de osciloscopio que muestra una señal binaria de activación.

Las ventanas de la Figura 3.60 tienen el objetivo de funcionar como interfaz de usuario. Desde este nivel es posible observar en los bloques nombrados como “*Extensión*” y “*Flexión*” cuál de los canales (músculos) se encuentra activado. Para una activación en alguno de los dos músculos, el bloque correspondiente a la activación muestra un 1, para el reposo muestra un 0. El tercer bloque el programa está asociado al bloque de osciloscopio que muestra el gráfico

binario de activación muscular. Los bloques “*Angulo Pot*” y “*Angulo motor*” presentan el valor numérico en grados de la posición angular del vástago del potenciómetro y el ángulo en el eje del motor, respectivamente.

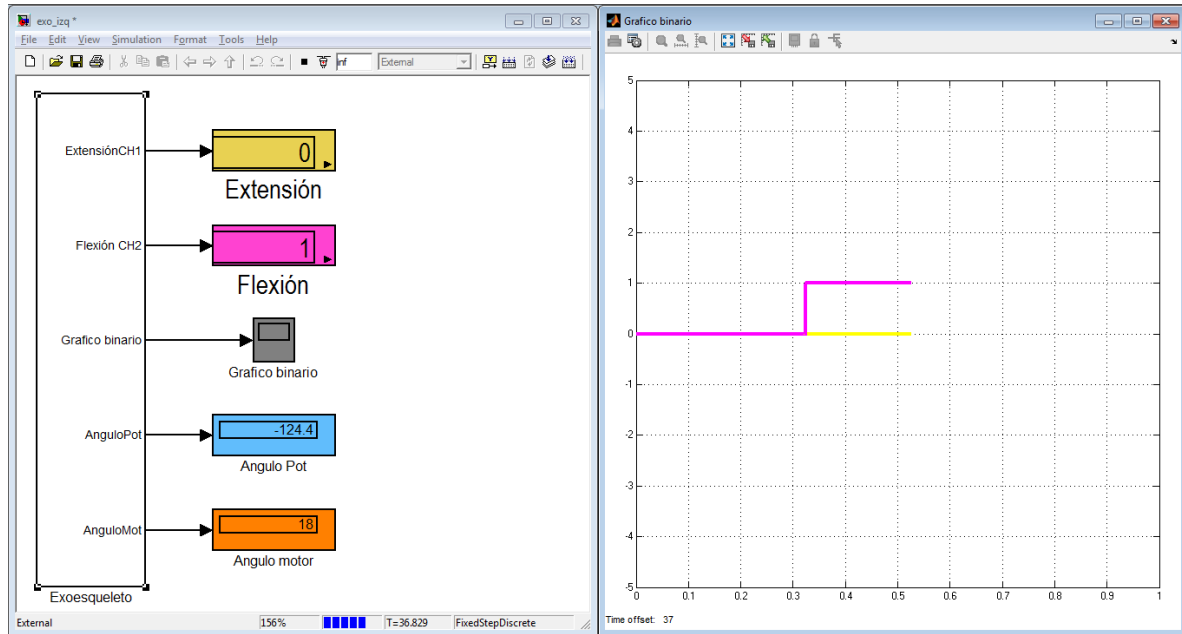


Figura 3.60. Interfaz principal del programa de control del exoesqueleto en tiempo real. A la izquierda se presentan los bloques con información sobre la activación muscular y posiciones angulares en potenciómetro y motor. A la derecha se presenta el gráfico binario en tiempo real.

Esta sección describe el funcionamiento del programa con esquemas generales de los bloques dentro del programa. Los bloques utilizados se presentan a detalle en el Anexo L.

3.2.6.1 Clasificador de señales mioeléctricas para activación muscular

Dentro del programa de control del exoesqueleto (Figura 3.60), al abrir el bloque llamado “*Exoesqueleto*”, se observa un nuevo diagrama con los dos bloques principales que integran el programa de control del exoesqueleto. Como se muestra en la Figura 3.61.

La sección que incluye el programa de detección parte de la señal adquirida en los canales 1 y 2. Cada canal se trata por separado para la corrección de offset y la operación de rectificado. Posteriormente se realiza el cálculo de las características estadísticas a partir de las ventanas de tiempo fija Q y móvil L para aplicar el algoritmo FMA modificado para este trabajo (sección 3.2.5.1), como se muestra en la Figura 3.62 de forma esquemática.

Como se mencionó anteriormente, los primeros dos segundos de adquisición se utilizan para la caracterización de la señal base en ambos canales. Cada vez que el programa sea iniciado, el usuario deberá mantener un estado de relajación en los músculos seleccionados durante cuando menos los primeros 2 segundos de registro de actividad mioeléctrica.

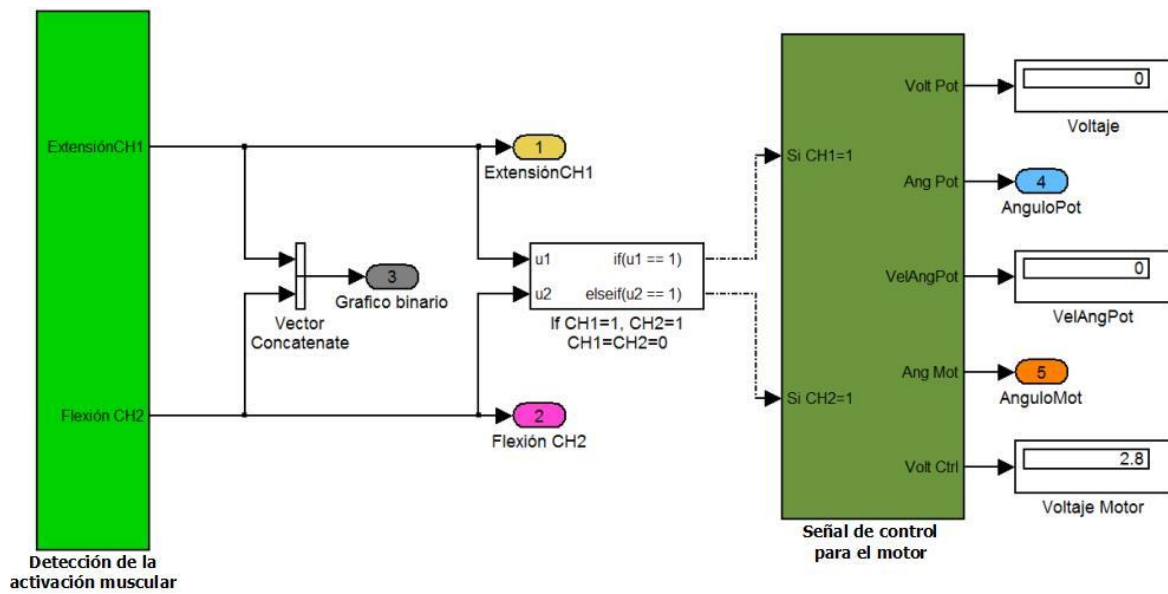


Figura 3.61. Diagrama de bloques dentro del bloque llamado "Exoesqueleto" en el programa principal. A la izquierda se encuentra el bloque que contiene el programa para la detección de la activación. A la derecha el bloque correspondiente al programa utilizado para enviar la señal de control al motor.

3.2.6.2 Control de la posición angular del motor a partir del potenciómetro

El segundo bloque principal mostrado en la Figura 3.61 está encargado de enviar una señal de control al motor a partir de la posición angular en el vástago del potenciómetro y del estado de activación muscular. Esta sección del programa recibe la señal binaria de la detección de activación e introduce dos condiciones para permitir o no el movimiento en el motor. Las condiciones son: *canal 1 activado* o *canal 2 activado*; si se cumple cualquiera de las dos condiciones el motor tiene permitido seguir la señal de la posición angular del potenciómetro. Si el bloque principal no recibe señal de activación de alguno de los músculos, el motor recibe un voltaje de control constante; dicho de otra forma, el motor no transmite movimiento a la estructura del exoesqueleto. La activación muscular sirve a esta sección del programa como un interruptor para permitir el accionamiento del motor.

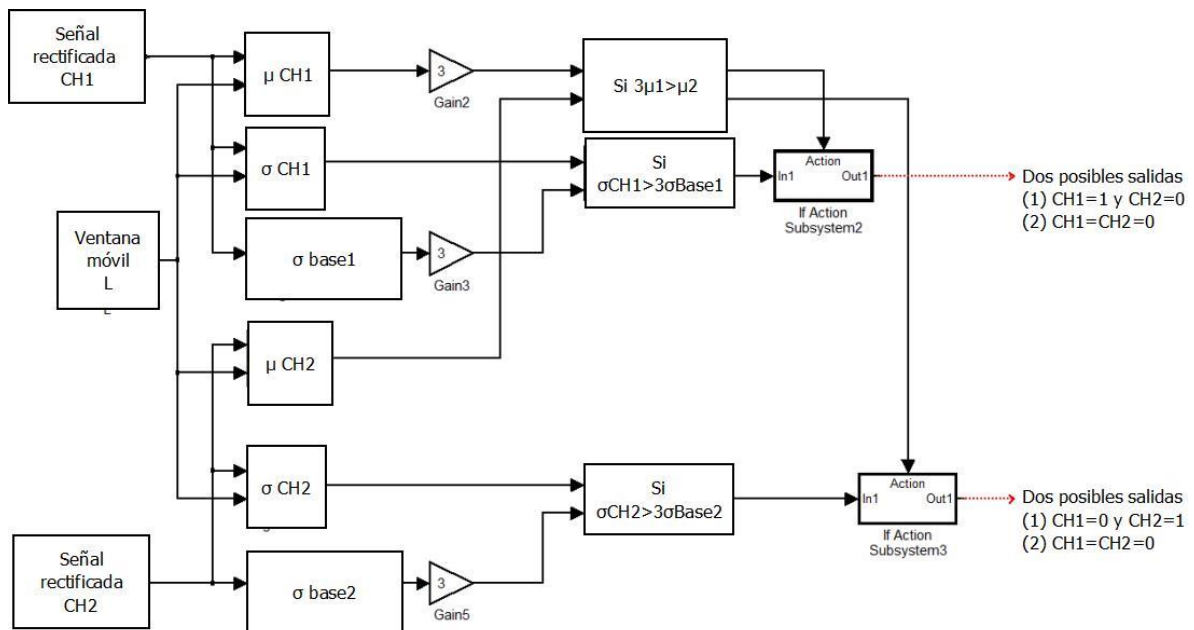


Figura 3.62. Diagrama de bloques correspondiente al algoritmo FMA modificado para la detección de la actividad muscular en un músculo al adquirir señales de dos músculos a la vez.

La señal de control enviada al motor proviene de una serie de conversiones a partir de un voltaje regulado por el potenciómetro instalado en el lado correspondiente a la pierna sana del usuario en el exoesqueleto. Se utiliza un potenciómetro rotatorio de tipo lineal. El rango de movimiento en el potenciómetro se encuentra alrededor de los 300° , sin embargo, al observar el comportamiento de su voltaje regulado se decidió utilizar únicamente 250° de arco en una disposición de $\pm 125^\circ$ a partir de la posición horizontal del vástago, similar a lo mostrado en la Figura 3.63. El motor tiene la capacidad de controlar la posición angular de su eje a partir de una señal de control que puede variar entre 0 y 5V, para una posición en el eje de entre 0 y 300° . Se utiliza el rango de movimiento del motor en una disposición de $\pm 150^\circ$ para que este sea capaz de lograr los rangos de movimiento establecidos. Con las disposiciones mencionadas, tanto el potenciómetro como el motor tienen la capacidad de alcanzar los rangos de movimiento establecidos para la articulación (120° para flexión y -20° para extensión a partir de la posición anatómica) en la estructura del exoesqueleto.



Figura 3.63. La referencia a partir de la cual se considera que la posición angular en el vástago del potenciómetro es de 0° es cuando la ranura en el vástago se encuentra en posición horizontal, entregando un voltaje de 2.5 V.

El potenciómetro se conecta a la salida de voltaje de 5 V en la tarjeta Advantech PCI-1716. La salida regulada del potenciómetro se conecta a una de las entradas analógicas en la tarjeta Advantech PCI-1716 a través del tablero de conexiones. Cuando la entrada analógica recibe una señal de 0 V, el programa realiza una conversión proporcional y la señal se convierte a un valor angular, correspondiente a -125° en el potenciómetro con respecto de la referencia; de forma similar, 2.5 V corresponden a 0° y 5 V corresponden a 125° . El comportamiento lineal del potenciómetro se expresa en el programa con la disposición de bloques mostrada en la Figura 3.64 para obtener el valor angular del vástago a partir del voltaje regulado.

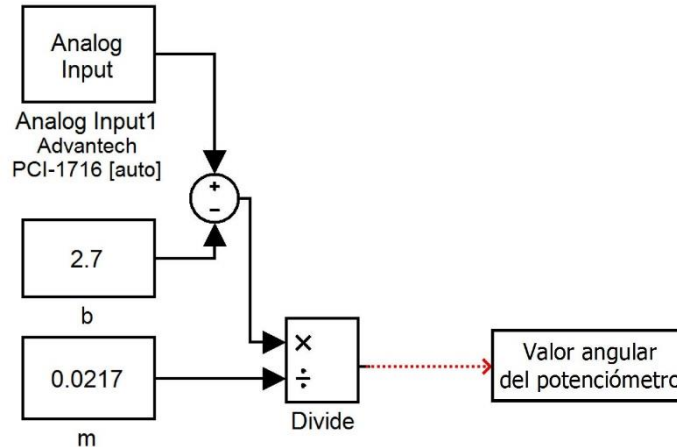


Figura 3.64. Conversión de voltaje regulado en el potenciómetro a valor angular del vástago del potenciómetro. El rango corresponde a 0-5V en la entrada y $\pm 125^\circ$ a la salida.

A partir de la señal del potenciómetro expresada en grados, es posible calcular la velocidad angular a partir de la *técnica de diferencia finita* [108]. Para el programa descrito en esta sección, el cálculo de la velocidad angular se obtiene a partir de los datos de desplazamiento angular obtenidos en dos instantes de tiempo. Bajo esta regla, la velocidad angular ω en la señal rectificadora para una muestra i se calcula con

$$\omega_i = \frac{\theta_{i+1} - \theta_{i-1}}{2\Delta t} \tag{3-30}$$

donde

- ω_i es la velocidad angular calculada para la muestra i
- θ_{i+1} y θ_{i-1} representan el valor angular registrado en las muestras $i + 1$ e $i - 1$, respectivamente
- $2\Delta t$ es el tiempo transcurrido entre θ_{i+1} y θ_{i-1} .

La técnica utiliza valores de posición angular adyacentes a la i -ésima muestra con sus respectivos intervalos de tiempo Δt . La representación gráfica de esta técnica (Figura 3.65) establece que en una línea que une los puntos θ_{i-1} con θ_{i+1} tiene la misma pendiente que la línea tangente del punto θ_i .

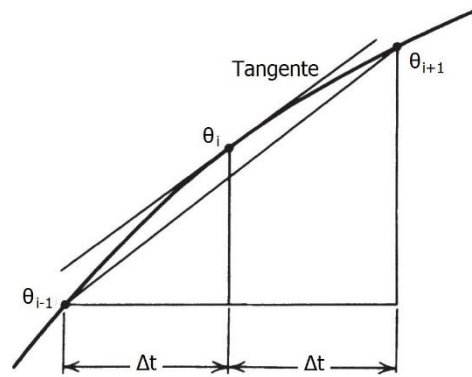


Figura 3.65. Técnica de diferencia finita para el cálculo de la pendiente en la i -ésima muestra a partir de datos de desplazamiento en la adquisición de bioseñales. Modificada de [108].

El ángulo en el potenciómetro se utiliza también como valor de entrada para enviar un voltaje proporcional al motor, de modo que su comportamiento se asimile al comportamiento del potenciómetro cuando su vástago se desplaza en la pierna sana. Conociendo el comportamiento proporcional de la señal de control del motor ($0 - 5 V$ para $0 - 300^\circ$), se puede conocer la ecuación que rige su comportamiento lineal para la posición angular del eje:

$$V_{motor} = 0.0146(\theta_{pot}) + 2.5 \quad (3-31)$$

donde V_{motor} es el voltaje de control del motor en Volts y θ_{pot} el valor de posición angular en el vástago del potenciómetro en grados. De esta forma, al introducir el valor angular del potenciómetro en la ecuación (3-31), la linealidad en la señal de control del motor ajusta su pendiente a la de la linealidad del potenciómetro y ambos limitan su rango de movimiento a $\pm 125^\circ$ con una regulación de voltaje de $0 - 5V$. El signo en el valor 0.0146 de la pendiente en la ecuación (3-31) es positivo cuando la pierna derecha es asistida; caso contrario cuando la pierna izquierda es asistida y el signo se aplica negativo.

Por seguridad, se utiliza un bloque de “saturación” en el voltaje de control del motor para evitar que este alcance posiciones angulares más allá de los límites establecidos en el rango de movimiento de la estructura del exoesqueleto. Se establecen valores límites para el voltaje de control: $2.18 V$ y $4.40 V$ cuando la pierna derecha es asistida, o de $2.83 V$ y $0.59 V$ cuando la pierna izquierda es asistida. El primer límite corresponde al ángulo de 20° y el segundo a un ángulo de 120° . De esta forma el motor no alcanza valores angulares más allá de los definidos por el arco de movimiento natural. La sección del programa que convierte el ángulo del potenciómetro en un voltaje de control limitado para el motor se presenta en la Figura 3.66.

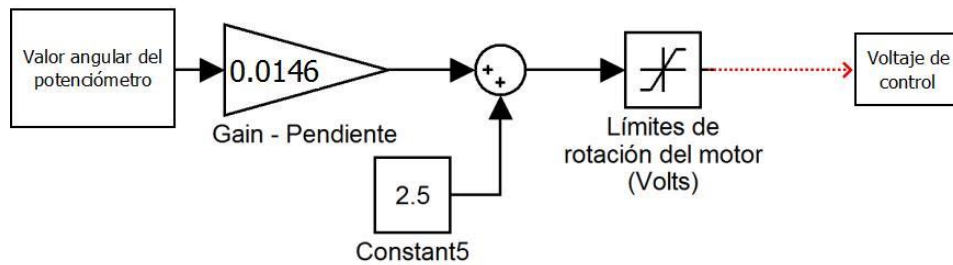


Figura 3.66. Conversión del valor angular del vástago del potenciómetro a voltaje de control para el motor.

Por último, la señal de control del motor condiciona su salida hacia la tarjeta controladora del motor en función de la actividad muscular. Si existe activación muscular, el motor recibe la señal de control a partir de la posición registrada por el potenciómetro, de lo contrario, el motor recibe un valor constante de voltaje correspondiente a la última posición angular que la última activación muscular permitió enviar al motor. Por esta razón, al iniciar del programa de control en tiempo real es necesario esperar los 2 segundos de caracterización de la señal base sin actividad y a partir de este punto verificar la detección de activación muscular con cuando menos una contracción para después energizar el motor con el voltaje de alimentación; de esta manera se asegura que la pierna asistida del exoesqueleto alcanzará la posición del potenciómetro al inicio de una sesión de rehabilitación utilizando el exoesqueleto.

Capítulo 4

Pruebas y resultados

Se realizaron pruebas para la validación del algoritmo de detección de activación muscular planteado en la sección 3.2.5.1. Se utilizaron datos previamente adquiridos y almacenados para validar el programa en movimientos que involucraran únicamente flexión o extensión de la articulación de cadera en dos distintas velocidades angulares. Posteriormente se realizaron pruebas con el algoritmo FMA implementado para una detección en tiempo real utilizando la sección actuada del prototipo físico del exoesqueleto con la finalidad de comprobar el funcionamiento en conjunto durante un movimiento funcional que involucra distintos cambios en la actividad muscular. Los resultados se presentan desde la identificación de características en la señal hasta la validación del algoritmo de detección de activación muscular. Sin embargo, es importante recordar que para esta etapa en el desarrollo de este proyecto, la estructura del exoesqueleto ya ha cumplido los objetivos requeridos por la parte de resistencia de la estructura, como se detalló de la sección 3.1.5 a la 3.1.10.

4.1 Identificación de características y detección de activación muscular en movimientos de flexión y extensión

La caracterización de las señales mioeléctricas en los movimientos de flexión y extensión para los músculos *recto femoral* y *semitendinoso* tiene como objetivo identificar parámetros característicos en la señal de cada músculo para su uso en el algoritmo de detección de activación muscular para cada movimiento. La hipótesis planteada busca comprobar que la señal mioeléctrica permite identificar relaciones entre la amplitud de la señal y características como la velocidad con que se realiza un movimiento, así como la identificación de activación muscular. En las pruebas para comprobar dicha hipótesis, las señales se registraron para movimientos de flexión y extensión en dos distintas velocidades.

4.1.1 Metodología de la prueba

Se realizó un registro de señales de los músculos seleccionados en posiciones de decúbito supino y decúbito prono para los movimientos de flexión y extensión en la articulación de cadera, respectivamente. El arco de movimiento realizado por los sujetos de prueba en la articulación de cadera durante la adquisición de la señal se estableció alrededor de 90° para el movimiento de flexión y alrededor de 20° para el movimiento de extensión.

El tiempo para realizar el arco de movimiento fue definido en función de la velocidad angular que se quiere alcanzar en la articulación del exoesqueleto. En la sección 2.1.6.3 se mencionó que la fisioterapia recomienda un tiempo de 1 a 2 segundos para realizar el recorrido del arco de movimiento durante la terapia física. El mayor arco de movimiento de la articulación de cadera se encuentra en el movimiento de flexión y corresponde a 120° aproximadamente. Se propuso una velocidad angular máxima de la articulación actuada en el exoesqueleto de 60°/s. En las pruebas se realizó el registro de señales para un mismo arco de movimiento a dos velocidades distintas: movimientos de 90° de flexión y 20° en extensión en intervalos de tiempo de 2 y 4 segundos para cada movimiento.

Durante las pruebas, el sujeto de prueba ajustó el tiempo en que realizó los movimientos con la ayuda de un metrónomo sintonizado a la cantidad de pulsos por minuto para cada intervalo de tiempo. Las cuatro pruebas realizadas para el registro de la señal se resumen en la Tabla 4.1. Para comprobar que las velocidades angulares alcanzadas durante las pruebas fueron logradas en valores cercanos a la velocidad deseada, el registro de las señales mioeléctricas se acompañó con registro de pruebas en video. Los videos fueron analizados posteriormente con la ayuda de software de análisis de video para estimar los arcos de movimiento y las velocidades angulares de las pruebas.

Tabla 4.1 Arcos de movimiento y tiempos para las pruebas de adquisición de señales en los movimientos de flexión y extensión.

Movimiento	Tiempo para completar el arco de movimiento (s)
Flexión de 0 a 90°	2
	4
Extensión de 0 a 20°	2
	4

En [19] se recomienda que para la adquisición de señales durante un patrón de movimiento se debe considerar realizar desde 6 hasta 30 repeticiones en las adquisiciones de señales para llevar a cabo una caracterización adecuada debido a la naturaleza de la señal.

4.1.2 Relación entre la señal mioeléctrica y la velocidad angular

De las pruebas enlistadas en la Tabla 4.1, fueron adquiridas como mínimo 25 pruebas para cada movimiento y cada velocidad. Para el análisis con los registros almacenados, todas las pruebas estuvieron compuestas de 7 bloques con cuando menos 4 movimientos registrados dentro de cada bloque de pruebas. El objetivo de la división en bloques fue el poder almacenar los datos

en conjuntos de entre 15 y 30 mil puntos para evitar registros que pudieran saturar la memoria de cómputo durante la adquisición.

Para el registro en vídeo, se utilizó una cámara grabando vídeo a 30 cuadros por segundo colocada a 2 metros de distancia del sujeto de prueba. En la cercanía de las articulaciones de rodilla y cadera se colocaron marcadores utilizados como referencia para el software de análisis de video, como se observa en la Figura 4.1.

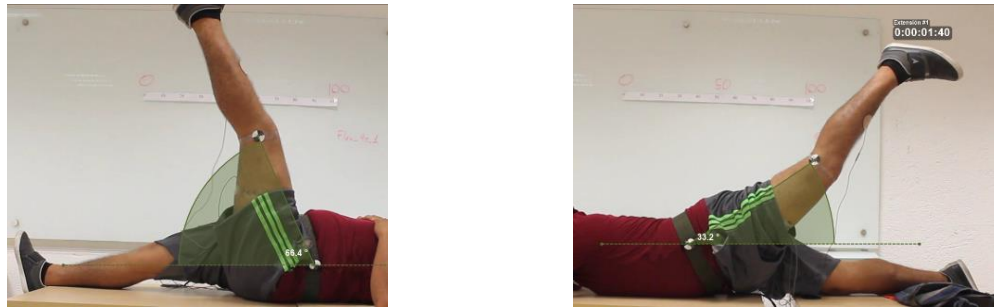


Figura 4.1. Registro en video de adquisición de señales mioeléctricas en pruebas de flexión (izquierda) y extensión (derecha). Se colocaron marcadores en la cercanía de las articulaciones de rodilla y cadera para hacer un seguimiento de trayectoria para estimar arcos de movimiento y velocidades angulares.

Los videos con el registro de los movimientos se procesaron a través de los programas de análisis de video *Tracker Video Analysis and Modeling Tool for Physics Education* y *Kinovea*. Al seguir la trayectoria de los marcadores de referencia, fue posible generar gráficos de desplazamiento y velocidad angulares en cada movimiento, como se presenta en la Figura 4.2. Para asegurar la diferencia de velocidad entre las pruebas de 2 y 4 segundos, se calculó la velocidad angular promedio en las 4 pruebas para todos los movimientos a partir del registro en video. Los valores obtenidos se presentan en la Tabla 4.2. La cantidad de pruebas consideradas para cada sujeto tuvo una variación cuando el sujeto de prueba realizaba movimientos adicionales a los 4 movimientos mínimos requeridos por cada bloque de adquisición.

Tabla 4.2. Velocidades angulares promedio en las 4 pruebas realizadas en los dos sujetos de prueba para los movimientos de flexión y extensión a dos distintas velocidades.

Movimiento	Tiempo para completar el arco de movimiento (s)	Velocidad angular promedio (°/s)		Cantidad de registros	
		Sujeto A	Sujeto B	Sujeto A	Sujeto B
Flexión de 0 a 90°	2	73.36	45.99	28	38
	4	33.43	33.22	28	29
Extensión de 0 a 20°	2	34.71	19.45	34	33
	4	17.94	15.34	28	28

A partir de los promedios de velocidad encontrados se observó que las velocidades alcanzadas por el sujeto A se encontraron dentro del tiempo total dado para la prueba, caso contrario lo sucedido con el sujeto B donde existió poca variación en sus movimientos de 2 y 4 segundos. Los valores de arco total de movimiento, tiempo y velocidad angular promedio para cada registro en ambos sujetos de prueba se presentan en el Anexo M.

4.1.3 Interpretación de resultados

Al procesar las señales (ajuste de offset, rectificado de la señal y normalización de las amplitudes con respecto a los índices de MCIV) de las 4 diferentes pruebas en ambos sujetos de prueba, se observó que la amplitud de la señal rectificada no presentó una variación significativa entre las señales de ambas velocidades. Para demostrar este comportamiento se presentan los gráficos correspondientes al sujeto de prueba A para movimientos de 2 y 4 segundos en la Figura 4.3 para extensión y la Figura 4.4 para flexión.

El comportamiento observado indicó que con el algoritmo utilizado para el rectificado de la señal (RMS, ecuación (3-25)), la señal no presentó diferencias significativas en la amplitud de la señal para movimientos a distintas velocidades angulares. Sin embargo, en los gráficos sí se observó un cambio evidente en la amplitud de la señal cuando el músculo pasó del reposo a la actividad. Por lo que se decidió desarrollar el programa orientado a la detección de actividad muscular.

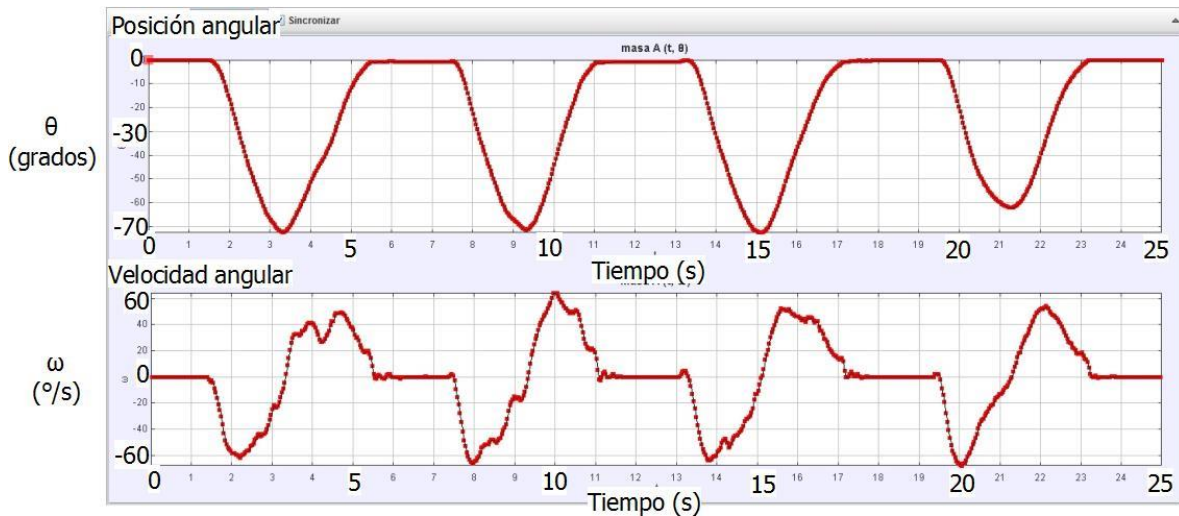


Figura 4.2. Respuesta del movimiento de 4 flexiones en el sujeto de prueba. Cada movimiento se realizó en (alrededor de) 4 segundos. Los primeros 2 segundos para extender la cadera 90° y los últimos 2 segundos para flexionar la cadera de vuelta hasta la posición anatómica de 0° .

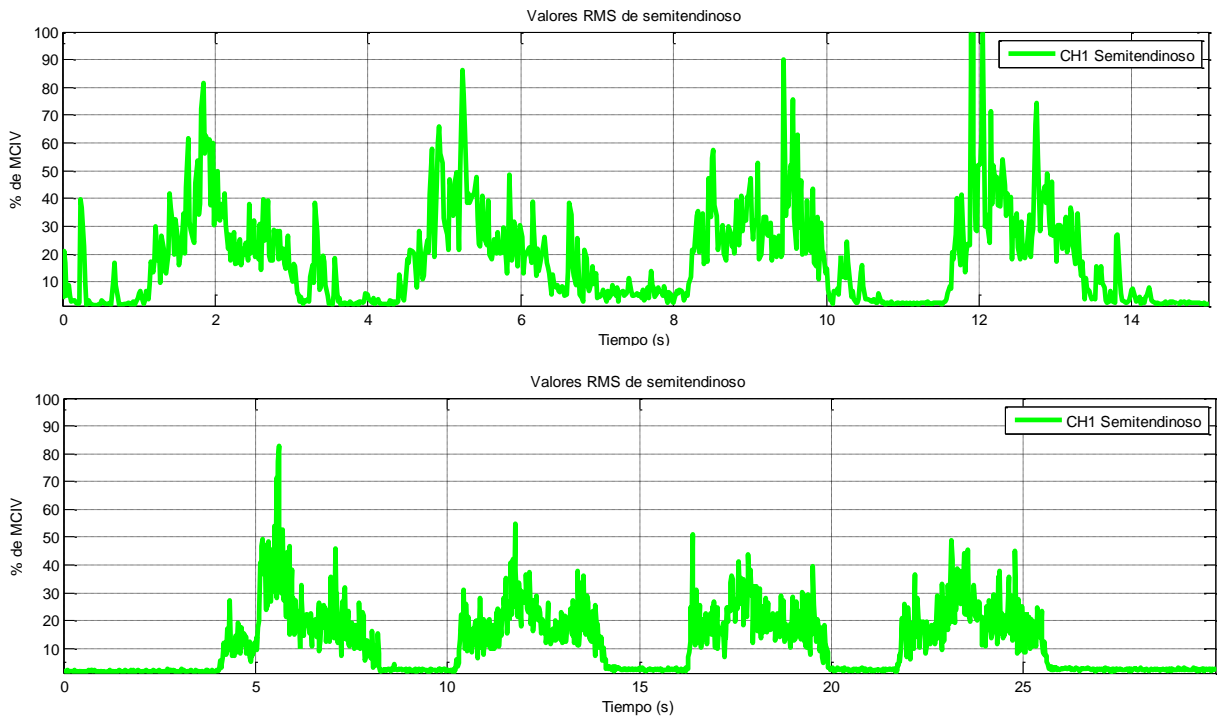


Figura 4.3. Señales rectificadas para el movimiento de extensión en el músculo semitendinoso. Cada movimiento registrado se realizó en 2 segundos para el gráfico superior y en 4 segundos para el gráfico inferior. Los rangos de porcentaje de MCV no son significativamente diferentes entre pruebas a pesar de representar movimientos a dos velocidades angulares diferentes.

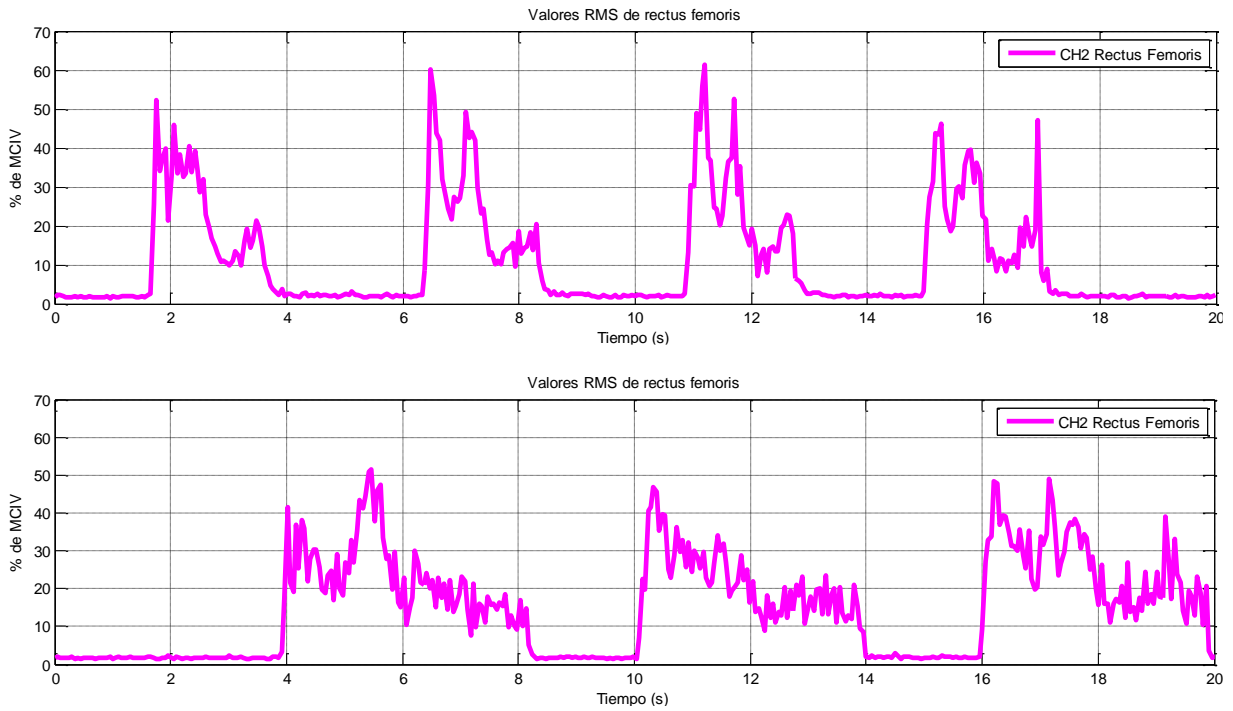


Figura 4.4. Señales rectificadas para el movimiento de flexión en el músculo recto femoral. Cada movimiento registrado se realizó en 2 segundos para el gráfico superior y en 4 segundos para el gráfico inferior. Los rangos de porcentaje de MCV no son significativamente diferentes entre pruebas a pesar de representar movimientos a dos velocidades angulares diferentes.

4.2 Detección de activación muscular

A partir de los resultados de las pruebas en flexión y extensión y la falta de una relación entre la amplitud de la señal y la velocidad angular de la articulación, se decidió observar únicamente el cambio de amplitud provocado por la activación muscular. El algoritmo utilizado para la detección de activación muscular fue descrito en la sección 3.2.5.1. Dicho algoritmo se aplicó el sobre las pruebas registradas en la sección 4.1.2 (Tabla 4.2) para validar la correcta detección de activación muscular a partir de las señales adquiridas al generar gráficos binarios con las señales previamente adquiridas. Los gráficos obtenidos para los sujetos de prueba A y B se presentan en el Anexo N.

Al realizar comparaciones entre los gráficos binarios obtenidos con el algoritmo planteado, se observó que la precisión en la detección de activación muscular se vio disminuida en los movimientos realizados en 2 segundos, especialmente en las pruebas de extensión, donde el arco de movimiento es menor que el arco de movimiento de las pruebas de flexión. Sin embargo, al observar otros bloques de pruebas correspondientes al sujeto A, en ocasiones el algoritmo sí realizó una correcta detección. Este comportamiento se puede observar en la Figura 4.5. Las pruebas indican que existe influencia en el tipo de activación muscular que el usuario realiza para cada movimiento. En la medida que el usuario tiene retroalimentación visual a partir de los gráficos binarios, es capaz de entrenarse para que los músculos se activen de forma tal que la detección mejore en los movimientos señalados [11]. De acuerdo con [109], el ser humano tiene la capacidad de alternar la actividad muscular de los músculos dentro de un grupo muscular para actividades de baja exigencia con el fin de minimizar la condición de fatiga muscular. Además, la activación muscular puede variar debido a diferencias en el ángulo de la articulación y el grado de precisión requerido por la tarea.

A lo largo de las pruebas fue posible detectar también breves activaciones en el músculo opuesto al de mayor actividad en ambos movimientos. Esto se debe a una falta en la relajación de uno de los músculos durante el reposo. La falta de relajación se observa más claramente en la señal bruta de las pruebas registradas y en menor medida en la señal rectificadas. El resultado son breves activaciones detectadas por el algoritmo como se observa en la señal binaria de la Figura 4.6.

La retroalimentación hacia el usuario a partir de los gráficos generados por su señal mioeléctrica es de utilidad para que sea posible una mejora en la forma en que el usuario activa sus músculos. El usuario debe sentir cierta seguridad de su habilidad para controlar el exoesqueleto con una precisión razonable.

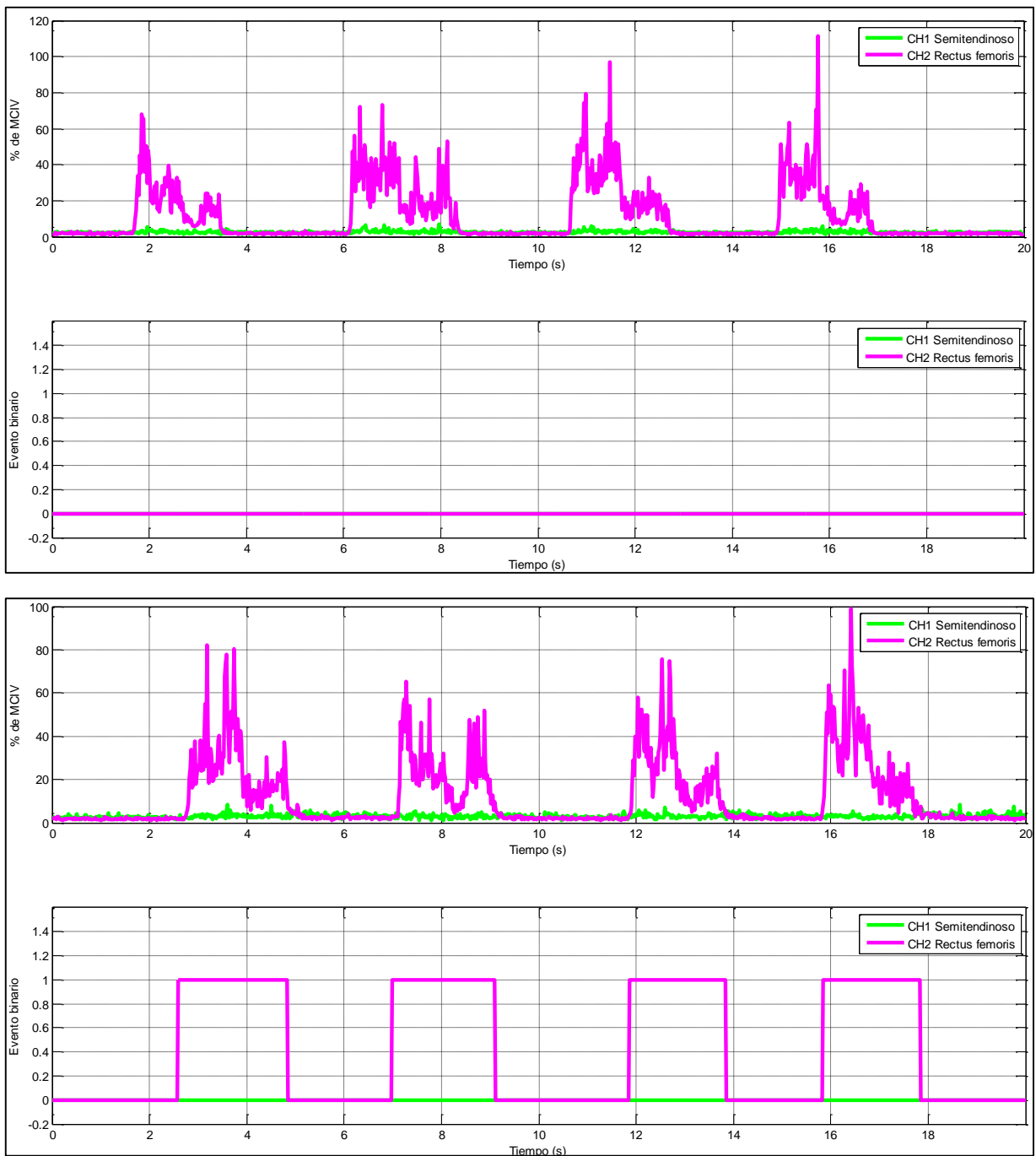


Figura 4.5. Dos bloques de prueba para el movimiento de flexión en 2 segundos para el sujeto de prueba A. En el bloque de pruebas de la parte superior el algoritmo no logró detectar la activación muscular. En el bloque de pruebas de la parte inferior el algoritmo sí logró detectar la activación muscular. Las pruebas realizadas para ambos bloques fueron realizadas el mismo día bajo las mismas condiciones con no más de 5 minutos de diferencia entre un bloque de pruebas y otro.

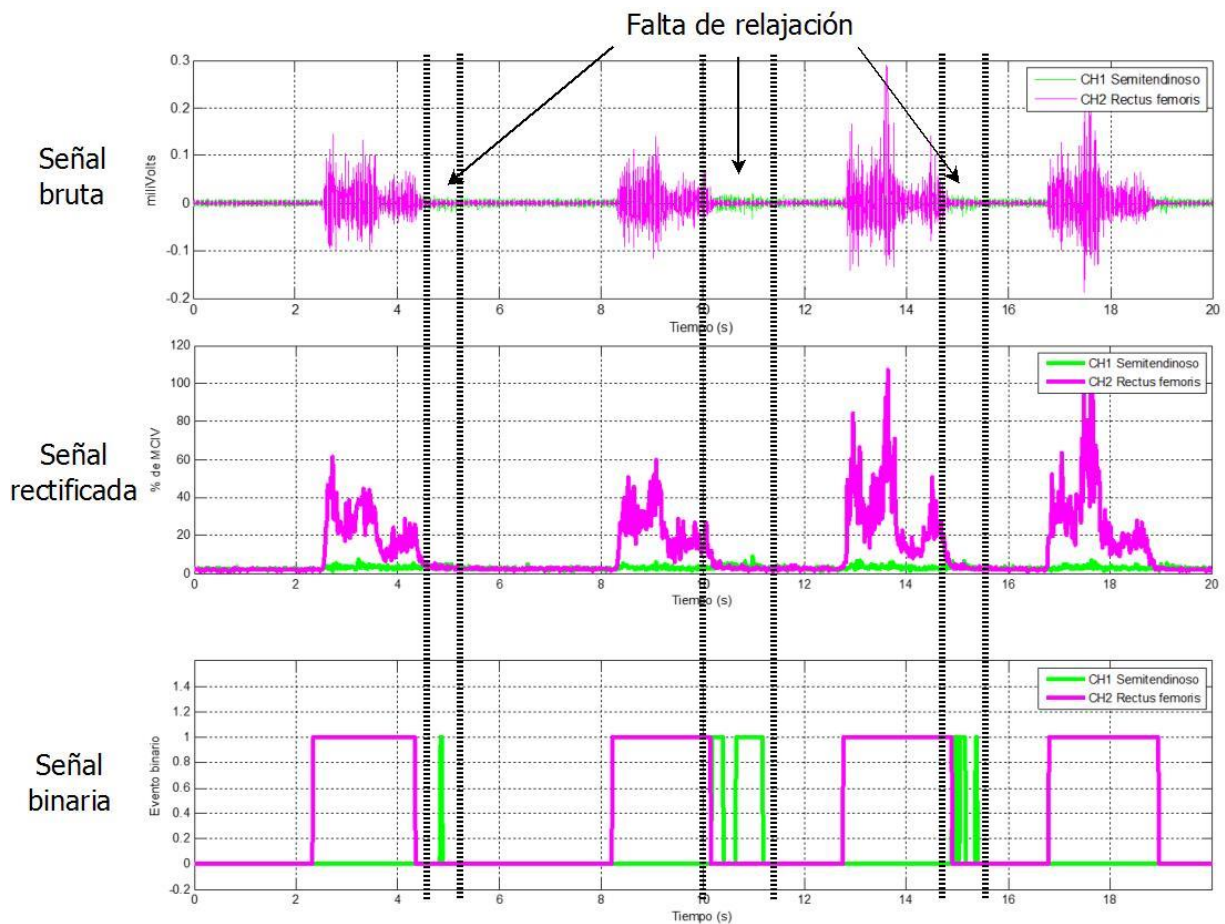


Figura 4.6. La falta de relajación en los músculos durante los intervalos de reposo causa breves activaciones. Una etapa de entrenamiento en el usuario llevaría a una activación muscular más “limpia”. Estas activaciones no son falsos positivos.

4.3 Pruebas con el prototipo físico

En las limitaciones establecidas para el desarrollo de este proyecto se planteó actuar únicamente la articulación de cadera en el exoesqueleto. Esto significa que en el prototipo físico las articulaciones de rodilla y tobillo son articulaciones pasivas. Las pruebas utilizando el prototipo incluyeron únicamente el uso de los eslabones de cadera y muslo, como se muestra en la Figura 4.7.

Se desarrollaron pruebas con el objetivo de comprobar el correcto funcionamiento del programa de detección en tiempo real junto con la retroalimentación proveniente de la señal de posición angular del potenciómetro en el prototipo físico ensamblado. Los movimientos realizados en las pruebas con el uso del prototipo fueron principalmente en movimientos de STS (*sit-to-stand*, la transición de sedestación hacia bipedestación), así como flexiones y extensiones de la articulación de cadera.

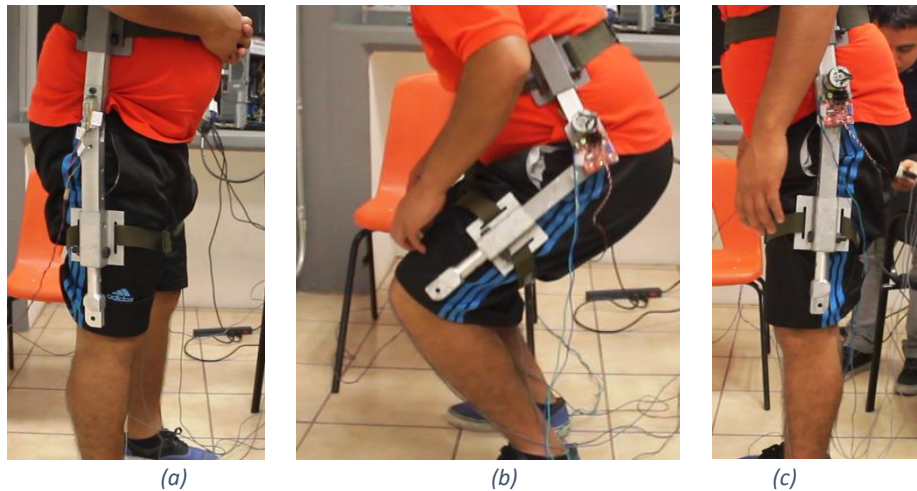


Figura 4.7. Pruebas con el prototipo físico utilizando la sección actuada del exoesqueleto para las pruebas. (a) Pierna sana: el potenciómetro está colocado en la articulación de cadera. (b) Flexión de la articulación de cadera: el motor sigue el movimiento de la pierna opuesta a partir de la activación muscular y el potenciómetro. (c) Pierna asistida: el motor está colocado en la articulación de cadera.

Con las pruebas en tiempo real sobre el prototipo físico se buscó complementar la validación del algoritmo de detección de actividad muscular. Se pudo observar el comportamiento existente en la interacción entre el eslabón que ofrece asistencia y el miembro asistido a través de las correas de sujeción para proponer distintas alternativas en el futuro; se observó también la velocidad angular y el torque transmitidos por el motor durante el seguimiento de la posición angular con respecto de los eslabones de la pierna sana. No se observó un retraso en el seguimiento durante los movimientos planteados a velocidades “naturales” para los sujetos de prueba. Debido a que las pruebas a lo largo de este trabajo estuvieron limitadas a sujetos de prueba sin dificultades motrices en miembros inferiores, no fue posible observar cambios en la amplitud de la señal provocados por la asistencia ofrecida por el exoesqueleto como resultado de un proceso de rehabilitación.

En un escenario donde el exoesqueleto desarrollado en este trabajo fuera implementado en una serie de terapias de rehabilitación física para pacientes de hemiplejía, un modo de medir el nivel de asistencia ofrecida por el exoesqueleto podría observarse al comparar la actividad mioeléctrica entre la pierna asistida y la pierna sana. Un incremento en la amplitud de la señal mioeléctrica de la pierna asistida en la medida que se tienen sesiones de rehabilitación utilizando el exoesqueleto es reflejo de un músculo que disminuye su nivel de espasticidad.

Capítulo 5

Conclusiones y trabajo futuro

En el presente trabajo se desarrolló el diseño y la construcción de un exoesqueleto para la rehabilitación de extremidades inferiores controlado por señales mioeléctricas. El trabajo realizado se puede dividir en dos partes principales: el diseño de la estructura mecánica del exoesqueleto a partir de consideraciones biomecánicas y conceptos propios del diseño mecánico, y el análisis de señales mioeléctricas para su aplicación como señales de control en el servomotor acoplado a la estructura. De este trabajo se establecen las siguientes conclusiones:

1. En general, se realizó una asimilación de la tecnología relacionada con el desarrollo de exoesqueletos. De forma específica, en exoesqueletos enfocados a la rehabilitación física de extremidades inferiores. Se realizó un dimensionamiento de la estructura mecánica del exoesqueleto a partir de escenarios de carga planteados y se analizaron las consideraciones biomecánicas necesarias para transmitir fuerzas de forma eficaz desde la estructura mecánica hacia el usuario con las condiciones dadas de acuerdo a los alcances planteados.
2. El cambio de posición que sucede en el centro instantáneo de rotación en la articulación de rodilla humana durante todo su rango de movimiento no presentó mayor afectación en lo referente a fuerzas reactivas cuando la estructura del exoesqueleto cuenta con una articulación de revoluta en la rodilla y la sujeción con el miembro inferior del usuario se realiza en zonas relativamente alejadas de la articulación humana de rodilla en los eslabones de muslo y espinilla.
3. El análisis mecánico a la estructura del exoesqueleto se realizó de forma tal que las geometrías en eslabones mantuvieran un factor de seguridad mínimo de 2, cumpliendo con las condiciones de fácil ensamble en función de la pierna afectada y la variación de

longitud para su uso en el percentil 95 de la población mexicana en lo correspondiente a longitud de miembros inferiores.

4. Durante el dimensionamiento de eslabones, los cambios de sección transversal se analizaron en función de los concentradores de esfuerzos presentados por las distintas geometrías. Cuando las secciones presentadas no se encontraron analizadas en el estado del arte, se realizaron simulaciones de estudios paramétricos para el ajuste en las dimensiones de perfiles y muescas bajo los escenarios de carga propuestos.
5. Se logró obtener un nuevo diseño de exoesqueleto de bajo costo con peso relativamente bajo (11.72 kg en total por ambas piernas en el ensamble completo) con respecto de otros diseños existentes en el estado del arte.
6. Se realizó una simulación sobre un modelo virtual representando al cuerpo humano de un individuo de 1.70 m de altura y 80 kg de peso en una transición desde una posición de sedestación hacia bipedestación (*sit-to-stand*, STS) para obtener una estimación del torque requerido en la articulación de cadera para un motor acoplado en el exoesqueleto durante el movimiento de STS. Las condiciones de la simulación en el movimiento estudiado y las etapas en las que se ha dividido el movimiento de STS fueron definidas de acuerdo a la división planteada en experimentos realizados por otros investigadores. Bajo la condición de actuación directa para motores en las articulaciones del exoesqueleto, se encontró un comportamiento similar entre los gráficos obtenidos en las articulaciones de rodilla y tobillo. Los gráficos de torque obtenidos indican que, para las condiciones dadas en la simulación, estas dos articulaciones tendrían torques de control con un comportamiento similar al de un sistema de péndulo invertido de 2 grados de libertad.
7. Se asimiló conocimiento sobre la naturaleza de la señal mioeléctrica de superficie, su modelado y el procesamiento de la señal a partir de parámetros estadísticos.
8. El modelado de la señal mioeléctrica de superficie como un proceso estocástico Gaussiano de valor medio cero ofreció buenos resultados al utilizar características de la función de densidad de probabilidad en el algoritmo de detección de activación muscular.
9. Bajo un procesamiento basado en parámetros estadísticos de la señal, se encontró que con el algoritmo de rectificado utilizado, la señal mioeléctrica no mostró diferencias significativas en su amplitud para movimientos de flexión y extensión realizados a distintas velocidades angulares.
10. Se estudiaron distintos algoritmos enfocados a la detección de activación muscular. Se eligió el algoritmo de media móvil finita FMA (*Finite Moving Average*), para definir el umbral de amplitud de la señal mioeléctrica a partir del cual se considera un músculo como activado. Se hicieron consideraciones adicionales en el algoritmo para que este realizara una detección de la activación cuando el registro de la señal mioeléctrica se

toma de dos músculos a la vez y se requiere únicamente el estado de activación en el músculo con mayor actividad eléctrica en cada instante.

11. Se realizaron pruebas en movimientos de flexión y extensión de la articulación de cadera, así como el movimiento funcional de *sit-to-stand* (STS o la transición de una posición de sedestación hacia bipedestación) para validar el correcto funcionamiento en el algoritmo de detección de activación muscular y el programa de control del exoesqueleto en tiempo real. De los gráficos obtenidos, se observó una disminución en la correcta detección de activación muscular en movimientos de extensión de la cadera cuando el usuario se encuentra en posiciones de decúbito. Se pueden presentar errores en la detección de activación muscular en situaciones donde el usuario no se encuentra en completa relajación o en situaciones donde se empieza a presentar una condición de fatiga muscular y este comienza a utilizar (de forma inconsciente) otros grupos musculares para realizar un mismo movimiento.
12. Con base en todas las pruebas realizadas para el registro de señales mioeléctricas, es conveniente ofrecer al usuario una etapa de entrenamiento previa al uso del exoesqueleto para que este sea consciente de los músculos utilizados en los distintos movimientos de las extremidades inferiores y realice una activación muscular acorde con los músculos seleccionados. Con una correcta activación de los músculos activados para determinados movimientos, el usuario podrá asociar sus movimientos con mayor facilidad al utilizar el exoesqueleto en las sesiones de rehabilitación.
13. Al realizar las pruebas con el prototipo físico y el programa de control en tiempo real se observó que la fuente de voltaje que alimenta al motor introduce ruido en la señal mioeléctrica adquirida. Para evitar que el ruido en la señal mioeléctrica afecte la caracterización de la señal base en el programa de detección de activación muscular, la fuente de voltaje se encenderá una vez que han pasado cuando menos 2 segundos a partir de que se inicia el programa de control. Este tipo de interferencia sobre la señal mioeléctrica fue descrita en la sección 2.1.4.3. Una vez caracterizada la señal base en el programa en tiempo real, el hecho de tener ruido en la señal mioeléctrica debido a la fuente de alimentación no pareció afectar la correcta detección de actividad muscular.

Con base a las conclusiones, se proponen las siguientes actividades futuras:

1. En la rodilla de la estructura, se recomienda estudiar el efecto en el cambio de la articulación de revoluta simple por un mecanismo pasivo con grados de libertad adicionales para disminuir el desalineamiento de una articulación del exoesqueleto con respecto de la articulación natural del usuario.
2. Estudiar la señal mioeléctrica de músculos biarticulares en extremidades inferiores (tensor de la fascia lata, recto femoral, sartorio, semimembranoso, semitendinoso y gastrocnemio) durante movimientos funcionales como STS, el ciclo de marcha y

ejercicios propios de la fisioterapia para comprobar la utilidad de las señales mioeléctricas de este tipo de músculos como señales de control.

3. Agregar un grado de libertad en los movimientos de aducción y abducción (movimientos en el plano coronal) en la articulación de cadera con la finalidad de adaptar la estructura a usuarios de distintas complejidades además de la variación de alturas ya aplicada en la estructura del exoesqueleto.
4. Desarrollar programas alternativos de control en tiempo real para su aplicación en órtesis y prótesis controladas por señales mioeléctricas sin que exista la necesidad de realizar mediciones en la extremidad sana para realizar los movimientos.
5. Analizar posibles cambios en la geometría de la estructura al utilizar otros materiales con distintas relaciones de *resistencia específica* con el objetivo de reducir el peso de la estructura y proponer mejoras en el diseño.
6. Aplicar el programa de control del exoesqueleto para más de una articulación en los miembros inferiores al observar dos músculos por articulación con el objetivo de acoplar actuadores en las articulaciones de rodilla y tobillo.
7. Utilizar otros parámetros de la señal y técnicas de procesamiento de señales para identificar características adicionales en la señal mioeléctrica además de la activación muscular. Tales características pueden ser velocidad angular de los movimientos o fuerzas en los músculos.
8. Estudiar la interfaz hombre-exoesqueleto en la transmisión de fuerzas desde el exoesqueleto hacia el usuario a través de modelados del tejido humano al utilizar distintos accesorios para sujetar los miembros inferiores a la estructura.

Anexos

Anexo A. Programa de Matlab para el cálculo de la carga crítica de una columna sometida a una carga excéntrica

Se presenta el código de Matlab definido a partir de la ecuación (3-1) de columnas bajo carga excéntrica para definir el perfil que resiste una carga planteada de 981 N a una distancia de 112.5 mm con un factor de seguridad mínimo de 2. Se evalúan perfiles cuadrados y circulares.

- *Cálculo para perfil cuadrado*

```
clc
clear all

ancho=.45; %ancho de la cadera en metros
m=100; %masa del cuerpo en kg
w=9.81*m; %peso del cuerpo en N
ex=ancho/4; %excentricidad en m
Long=.5; %longitud de la columna en m
L=0.5*Long; %longitud efectiva en m
FD=2; %factor de diseño

Sy=240E6; %resistencia a la fluencia
E=70E9; %modulo elástico

fprintf('Cálculo para perfil cuadrado.\nCarga crítica (N)')
be=0.03175; %lado del cuadrado exterior en m
t=0.003175; %espesor de pared
bi=be-2*t; %lado del cuadrado interior

A=be^2-bi^2; %Área
I=((be^4)-(bi^4))/12; %Momento de inercia

k=sqrt(I/A); %radio de giro
Sr=L/k; %relación de esbeltez
c=be/2; %distancia máxima desde la superficie neutra
Er=ex*c/k^2; %relación de excentricidad

for P=1:1E6; %iteraciones para la carga critica
    Scr=(P/A)*(1+Er*secd((Sr/2)*sqrt(P/(E*A)))); %ec 3-1
    if Scr>=Sy
        Pcrit=P %carga critica
        break
    end
end

Pperm=Pcrit/FD %carga permisible
FS=Pcrit/w %Factor seguridad
```

- *Cálculo para perfil circular*

```
clc
clear all

ancho=.45; %ancho de la cadera en metros
m=100; %masa del cuerpo en kg
w=9.81*m; %peso del cuerpo en N
ex=ancho/4; %excentricidad en m
Long=.5; %longitud de la columna en m
L=0.5*Long; %longitud efectiva en m
FD=2; %factor de diseño

Sy=240E6; %resistencia a la fluencia
E=70E9; %modulo elástico

fprintf('Cálculo para perfil redondo.\nCarga crítica (N)')
de=0.0254; %diámetro ext
di=0; %diámetro int

A=(pi*(de^2-di^2))/4;
I=(pi*(de^4-di^4))/64;

k=sqrt(I/A); %radio de giro
Sr=L/k; %relacion de esbeltez
c=de/2; %radio
Er=ex*c/(k^2); %relacion de excentricidad

for P=1:1E6; %iteraciones para la carga critica
    Scr=(P/A)*(1+Er*secd((Sr/2)*sqrt(P/(E*A)))); %ec 3-1
    if Scr>=Sy
        Pcrit=P %carga critica
        break
    end
end

Pperm=Pcrit/FD %carga permisible
FS=Pcrit/w %Factor seguridad
```

Anexo B. Factores de concentración de esfuerzo

Anexo B - 1. Parámetros de simulación para la obtención de las tablas de concentración de esfuerzo

Para definir las dimensiones de las piezas que componen el ensamble de la estructura del exoesqueleto se utilizaron gráficos existentes en la literatura para estimar el factor de concentración de esfuerzos. Sin embargo, algunas de las geometrías planteadas en la estructura requirieron el uso de herramientas de simulación para generar nuevos gráficos.

Se realizaron estudios paramétricos a través de simulación para observar el comportamiento de la resistencia para distintos perfiles cuando existe un cambio en las dimensiones de cada perfil. Se utilizaron las herramientas de análisis de esfuerzos incluidas dentro del software de modelado paramétrico Autodesk Inventor Professional 2015. A lo largo de todo este anexo se presentan las tablas utilizadas a partir de la literatura y las obtenidas por simulación.

A partir de las geometrías en la estructura, para cada simulación se planteó el perfil a estudiar como un problema bidimensional (elementos delgados), con excepción de las geometrías que contaron con una sección transversal circular. En ambos casos, la longitud de las secciones analizadas se hizo lo suficientemente larga como para que el concentrador de esfuerzos no se viera afectado por esfuerzos en los extremos debido a condiciones de frontera y aplicación de fuerzas.

Para todos los perfiles generados en la simulación, las fuerzas se aplicaron en la parte central de la cara superior del perfil. En las tablas obtenidas por simulación se presenta el perfil junto con la ecuación que aproxima el comportamiento de la curva de los valores obtenidos de K_t . En la cara inferior de los perfiles se asignó una restricción fija.

La Tabla B - 1 presenta la configuración de la malla para las simulaciones con el método de elemento finito. El software utilizado emplea elementos tipo tetraedro de segundo orden.

Tabla B - 1. Configuración de la malla para las simulaciones en los estudios paramétricos.

Configuración de la malla						
Tamaño promedio del elemento	Tamaño mínimo del elemento	Factor de nivelación	Angulo de giro	Máximos refinamientos h de malla	Criterio de detención (%)	Umbral de refinamiento h
0.075	0.1	1.5	30°	5	2	0.5

La configuración de la malla se ajustó a partir de recomendaciones del software y pruebas sobre las distintas configuraciones de mallas para las geometrías estudiadas. El tamaño promedio del elemento es relativo a la dimensión más larga del modelo. El tamaño mínimo del elemento está expresado como una fracción del tamaño promedio. El factor de nivelación expresa la razón en la que una malla se hace más fina o gruesa de forma adyacente con otros bordes. Ángulo de giro se refiere al ángulo máximo para las mallas aplicadas en arco. El refinamiento h se refiere a una malla que disminuye el tamaño de sus elementos para incrementar el número de los mismos. Se espera que con 5 refinamientos o menos, se alcance

cuando menos 2% de error entre dos soluciones que han tenido convergencia para el esfuerzo máximo (de acuerdo con [110], para el software utilizado, un 10% de error representa resultados aceptables y un 2% de error representa buenos resultados). El umbral de refinamiento de 0.5 permite que el 50% de los elementos alrededor de la región cercana al esfuerzo máximo tengan un ajuste en la cantidad de elementos.

Los gráficos de factor de concentración de esfuerzos para geometrías obtenidas por simulación se presentan en los anexos B-4, B-5, B-7, B-8, B-9 y B-10.

Para asegurar una buena estimación por parte de las simulaciones de análisis paramétrico, se validaron los resultados de simulación al comparar una tabla presente en la literatura contra una obtenida por simulación para un mismo perfil. Para este fin se utilizó el perfil correspondiente a una barra escalonada con filetes en los hombros bajo dos escenarios de carga distintos: compresión y flexión. La geometría del perfil y sus parámetros se presentan en la Figura B - 1. Las tablas existentes en la literatura para esta geometría se presentan en el Anexo B - 2 para carga a compresión y en el Anexo B - 3 para carga a torsión.

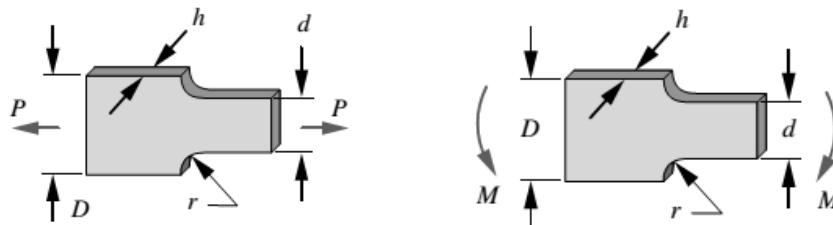


Figura B - 1. Geometría de la barra plana escalonada con filetes utilizada para validar los parámetros de simulación. A la izquierda para el caso de tensión/compresión. A la derecha para el caso de flexión.

Con esta configuración, se llevó a cabo el estudio paramétrico para observar el cambio en el factor de concentración de esfuerzos en la barra escalonada cuando varía el radio r de filete. A partir de la designación mostrada en la Figura B - 1, se estudiaron distintas curvas correspondiente a distintas razones de D/d para una relación de r/d desde 0 hasta 0.3 en ambos casos de carga. Se realizaron comparaciones para validar la simulación.

En la simulación se estudiaron las relaciones D/d de 3.0, 2.2, 2.0, 1.5, 1.3 y 1.2, con un espesor $h = 1 \text{ mm}$. Se aplicaron cargas de $P = 50 \text{ N}$ y $M = 0.5 \text{ Nm}$ en cada caso. Los valores de esfuerzo máximo fueron tomados para cada variación de r desde 1 mm hasta 30 mm con incrementos de 0.5 mm y se hicieron comparaciones contra el esfuerzo nominal calculado sobre el área neta para obtener el factor de concentración de esfuerzos K_t .

Por ejemplo, en el caso de $D/d = 2$ sometido a compresión, los datos obtenidos en cada variación de r/d se registraron como en la Tabla B - 2 cuando $d = 10 \text{ mm}$ y $D = 20 \text{ mm}$. -Se generó un gráfico como el de la Figura B - 2 y se obtuvo una ecuación que representa el comportamiento del factor K_t en función de la variación de r/d .

Tabla B - 2. Datos paramétricos para la barra plana escalonada con filetes sometida a compresión.

Barra plana escalonada con filetes (Compresión)			
$D/d = 2$			
r (m)	r/d	σ_{max} (MPa)	K_t
0.0010	0.0100	2.6028	5.21
0.0015	0.0150	2.2396	4.48
0.0020	0.0200	1.9974	3.99
0.0025	0.0250	1.8155	3.63
0.0030	0.0300	1.7074	3.41
0.0035	0.0350	1.6584	3.32
0.0040	0.0400	1.5301	3.06
0.0045	0.0450	1.4732	2.95
0.0050	0.0500	1.4170	2.83
0.0055	0.0550	1.3733	2.75
0.0060	0.0600	1.3590	2.72
0.0065	0.0650	1.3133	2.63
0.0070	0.0700	1.2793	2.56
0.0075	0.0750	1.2401	2.48
0.0080	0.0800	1.2112	2.42
0.0085	0.0850	1.1967	2.39
0.0090	0.0900	1.1760	2.35
0.0095	0.0950	1.1578	2.32
0.0100	0.1000	1.1369	2.27
0.0105	0.1050	1.1120	2.22
0.0110	0.1100	1.0940	2.19
0.0115	0.1150	1.0850	2.17
0.0120	0.1200	1.0716	2.14
0.0125	0.1250	1.0635	2.13
0.0130	0.1300	1.0506	2.10
0.0135	0.1350	1.0408	2.08
0.0140	0.1400	1.0292	2.06
0.0145	0.1450	1.0185	2.04
0.0150	0.1500	0.9992	2.00
0.0155	0.1550	0.9884	1.98
0.0160	0.1600	0.9768	1.95
0.0165	0.1650	0.9717	1.94
0.0170	0.1700	0.9702	1.94
0.0175	0.1750	0.9620	1.92
0.0180	0.1800	0.9470	1.89
0.0185	0.1850	0.9402	1.88
0.0190	0.1900	0.9301	1.86
0.0195	0.1950	0.9233	1.85
0.0200	0.2000	0.9175	1.83
0.0205	0.2050	0.9173	1.83
0.0210	0.2100	0.9058	1.81
0.0215	0.2150	0.9006	1.80
0.0220	0.2200	0.8941	1.79

0.0225	0.2250	0.8874	1.77
0.0230	0.2300	0.8846	1.77
0.0235	0.2350	0.8789	1.76
0.0240	0.2400	0.8737	1.75
0.0245	0.2450	0.8782	1.76
0.0250	0.2500	0.8633	1.73
0.0255	0.2550	0.8636	1.73
0.0260	0.2600	0.8571	1.71
0.0265	0.2650	0.8539	1.71
0.0270	0.2700	0.8493	1.70
0.0275	0.2750	0.8512	1.70
0.0280	0.2800	0.8547	1.71
0.0285	0.2850	0.8441	1.69
0.0290	0.2900	0.8303	1.66
0.0295	0.2950	0.8309	1.66
0.0300	0.3000	0.8271	1.65

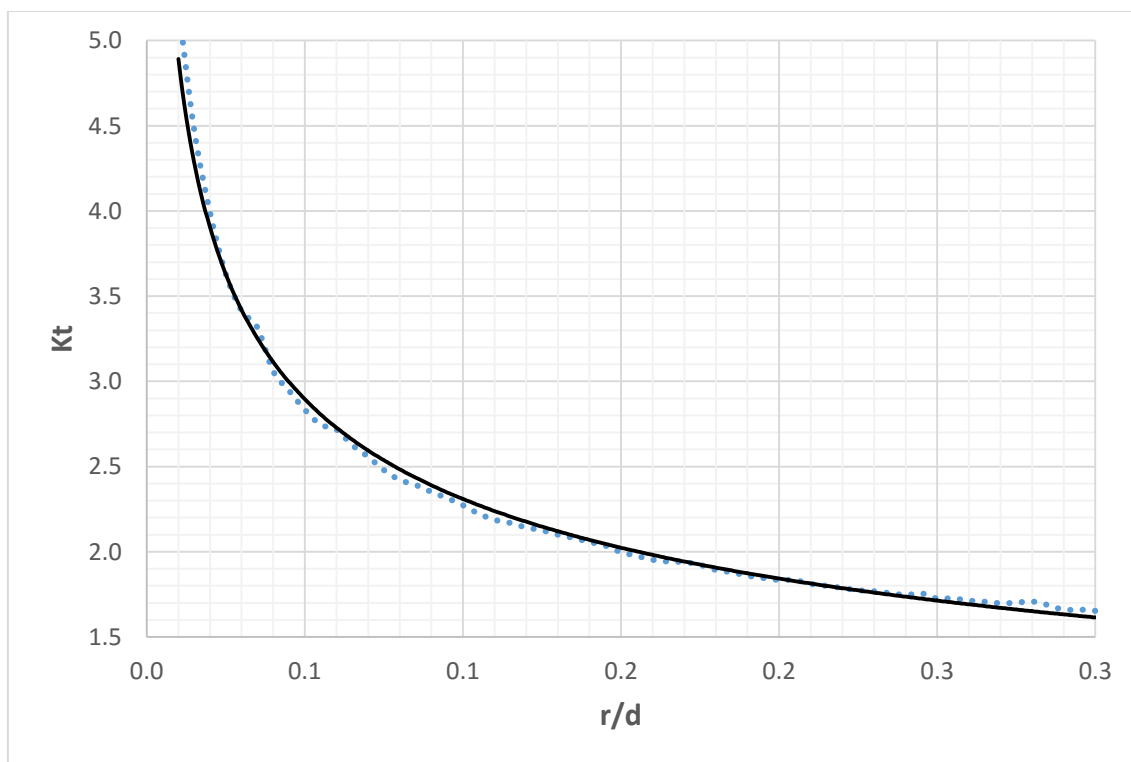


Figura B - 2. Gráfico del factor de concentración de esfuerzos para una barra plana escalonada con filetes a compresión cuando $D/d = 2$. La línea punteada representa los datos obtenidos por la simulación y la línea sólida representa la curva de tendencia.

La ecuación (B - 1) modeló la tendencia de los datos obtenidos en las simulaciones de la Figura B - 2 bajo una carga de compresión para $0.01 \leq r/d \leq 0.3$.

$$K_t \cong 1.0906 \left(\frac{r}{d}\right)^{-0.326} \quad (B - 1)$$

En la Tabla B - 3 se presentan los factores evaluados bajo una carga a compresión para distintos valores de D/d evaluando la ecuación (B - 1) (B - 1 en valores dentro del intervalo definido de r/d y la comparación con las ecuación (B - 2) propuesta por la literatura [111]:

$$K_t \cong A \left(\frac{r}{d}\right)^{-b} \quad (B - 2)$$

donde A y b son valores constantes para cada valor de D/d . Por ejemplo, para $D/d = 2$, la literatura define valores de $A = 1.0996$ y $b = -0.32077$. Se observa que la ecuación de tendencia de los datos de simulación es igual a la propuesta en la literatura; en este caso las diferencias se encontraron en los valores de A y b para cada caso. La Figura B - 3 presenta las curvas correspondientes a la Tabla B - 3 para el perfil estudiado a compresión y sus comparaciones con los valores obtenidos por la literatura. Para las condiciones a flexión se presentan los datos obtenidos en la Tabla B - 4 y las curvas en la Figura B - 4.

De la Tabla B - 3 y la Tabla B - 4 se observó que los factores obtenidos a partir de la simulación presentaron una estimación ligeramente más conservadora que aquellos factores obtenidos con base en la literatura. A partir de valores de $r/d < 0.01$, el cálculo del esfuerzo máximo tiende hacia una singularidad y el crecimiento del factor tiene un comportamiento exponencial para valores menores. Esta misma razón provocó un error porcentual más grande en la estimación en comparación con la literatura para los valores más pequeños de r/d .

Tabla B - 3. Comparación entre el factor de concentración de esfuerzos obtenido por simulación contra el factor calculado a partir de la literatura para una barra plana escalonada con filetes sometida a compresión.

r/d	$D/d = 2$			$D/d = 1.5$		
	K_t Simulación $A = 1.0906$ $b = -0.326$	K_t Literatura $A = 1.0996$ $b = -0.3207$	Error porcentual	K_t Simulación $A = 1.0829$ $b = -0.305$	K_t Literatura $A = 1.0769$ $b = -0.2955$	Error porcentual
0.0100	4.89	4.82	1.60	4.41	4.20	5.02
0.0150	4.29	4.23	1.38	3.90	3.73	4.62
0.0200	3.90	3.86	1.23	3.57	3.42	4.33
0.0250	3.63	3.59	1.11	3.34	3.20	4.11
0.0300	3.42	3.39	1.02	3.16	3.04	3.93
0.0350	3.25	3.22	0.94	3.01	2.90	3.78
0.0400	3.11	3.09	0.87	2.89	2.79	3.65
0.0450	3.00	2.97	0.80	2.79	2.69	3.54
0.0500	2.90	2.87	0.75	2.70	2.61	3.44
0.0550	2.81	2.79	0.70	2.62	2.54	3.34
0.0600	2.73	2.71	0.65	2.55	2.47	3.26
0.0650	2.66	2.64	0.61	2.49	2.42	3.18
0.0700	2.60	2.58	0.57	2.44	2.36	3.11
0.0750	2.54	2.52	0.53	2.39	2.32	3.04
0.0800	2.48	2.47	0.50	2.34	2.27	2.98
0.0850	2.44	2.42	0.47	2.30	2.23	2.92
0.0900	2.39	2.38	0.44	2.26	2.19	2.86
0.0950	2.35	2.34	0.41	2.22	2.16	2.81
0.1000	2.31	2.30	0.38	2.19	2.13	2.76
0.1050	2.27	2.27	0.36	2.15	2.10	2.71
0.1100	2.24	2.23	0.33	2.12	2.07	2.67
0.1150	2.21	2.20	0.31	2.09	2.04	2.63
0.1200	2.18	2.17	0.29	2.07	2.02	2.59
0.1250	2.15	2.14	0.27	2.04	1.99	2.55
0.1300	2.12	2.12	0.25	2.02	1.97	2.51
0.1350	2.09	2.09	0.23	1.99	1.95	2.47
0.1400	2.07	2.07	0.21	1.97	1.93	2.44
0.1450	2.05	2.04	0.19	1.95	1.91	2.40
0.1500	2.02	2.02	0.17	1.93	1.89	2.37
0.1550	2.00	2.00	0.15	1.91	1.87	2.34
0.1600	1.98	1.98	0.14	1.89	1.85	2.31
0.1650	1.96	1.96	0.12	1.88	1.83	2.28
0.1700	1.94	1.94	0.10	1.86	1.82	2.25
0.1750	1.93	1.92	0.09	1.84	1.80	2.22
0.1800	1.91	1.91	0.08	1.83	1.79	2.19
0.1850	1.89	1.89	0.06	1.81	1.77	2.17
0.1900	1.87	1.87	0.05	1.80	1.76	2.14
0.1950	1.86	1.86	0.03	1.78	1.75	2.12
0.2000	1.84	1.84	0.02	1.77	1.73	2.09
0.2050	1.83	1.83	0.01	1.76	1.72	2.07
0.2100	1.81	1.81	0.01	1.74	1.71	2.05
0.2150	1.80	1.80	0.02	1.73	1.70	2.02
0.2200	1.79	1.79	0.03	1.72	1.68	2.00
0.2250	1.77	1.77	0.04	1.71	1.67	1.98
0.2300	1.76	1.76	0.05	1.70	1.66	1.96
0.2350	1.75	1.75	0.06	1.68	1.65	1.94
0.2400	1.74	1.74	0.08	1.67	1.64	1.92
0.2450	1.73	1.73	0.09	1.66	1.63	1.90
0.2500	1.71	1.72	0.10	1.65	1.62	1.88
0.2550	1.70	1.70	0.11	1.64	1.61	1.86

0.2600	1.69	1.69	0.12	1.63	1.60	1.84
0.2650	1.68	1.68	0.13	1.62	1.59	1.82
0.2700	1.67	1.67	0.14	1.61	1.59	1.81
0.2750	1.66	1.66	0.15	1.61	1.58	1.79
0.2800	1.65	1.65	0.16	1.60	1.57	1.77
0.2850	1.64	1.64	0.17	1.59	1.56	1.75
0.2900	1.63	1.64	0.17	1.58	1.55	1.74
0.2950	1.62	1.63	0.18	1.57	1.54	1.72
0.3000	1.61	1.62	0.19	1.56	1.54	1.70

r/d	$D/d = 1.3$			$D/d = 1.2$		
	K_t Simulación $A = 1.10711$ $b = -0.282$	K_t Literatura $A = 1.0544$ $b = -0.2702$	Error porcentual	K_t Simulación $A = 1.0482$ $b = -0.266$	K_t Literatura $A = 1.0351$ $b = -0.2508$	Error porcentual
0.0100	3.92	3.66	7.25	3.57	3.29	8.59
0.0150	3.50	3.28	6.74	3.20	2.97	7.92
0.0200	3.23	3.03	6.38	2.97	2.76	7.45
0.0250	3.03	2.86	6.10	2.80	2.61	7.09
0.0300	2.88	2.72	5.87	2.66	2.49	6.79
0.0350	2.76	2.61	5.68	2.56	2.40	6.55
0.0400	2.65	2.52	5.51	2.47	2.32	6.33
0.0450	2.57	2.44	5.37	2.39	2.25	6.14
0.0500	2.49	2.37	5.24	2.33	2.19	5.97
0.0550	2.43	2.31	5.12	2.27	2.14	5.82
0.0600	2.37	2.26	5.01	2.22	2.10	5.68
0.0650	2.32	2.21	4.91	2.17	2.05	5.55
0.0700	2.27	2.16	4.82	2.13	2.02	5.43
0.0750	2.22	2.12	4.73	2.09	1.98	5.32
0.0800	2.18	2.09	4.65	2.05	1.95	5.22
0.0850	2.15	2.05	4.58	2.02	1.92	5.12
0.0900	2.11	2.02	4.51	1.99	1.89	5.03
0.0950	2.08	1.99	4.44	1.96	1.87	4.94
0.1000	2.05	1.96	4.38	1.93	1.84	4.86
0.1050	2.02	1.94	4.32	1.91	1.82	4.79
0.1100	2.00	1.91	4.26	1.89	1.80	4.71
0.1150	1.97	1.89	4.21	1.86	1.78	4.64
0.1200	1.95	1.87	4.16	1.84	1.76	4.57
0.1250	1.93	1.85	4.11	1.82	1.74	4.51
0.1300	1.90	1.83	4.06	1.80	1.73	4.45
0.1350	1.88	1.81	4.01	1.79	1.71	4.39
0.1400	1.86	1.79	3.97	1.77	1.69	4.33
0.1450	1.85	1.78	3.92	1.75	1.68	4.27
0.1500	1.83	1.76	3.88	1.74	1.67	4.22
0.1550	1.81	1.74	3.84	1.72	1.65	4.17
0.1600	1.80	1.73	3.80	1.71	1.64	4.12
0.1650	1.78	1.72	3.76	1.69	1.63	4.07
0.1700	1.77	1.70	3.73	1.68	1.61	4.02
0.1750	1.75	1.69	3.69	1.67	1.60	3.98
0.1800	1.74	1.68	3.66	1.65	1.59	3.93
0.1850	1.72	1.66	3.63	1.64	1.58	3.89
0.1900	1.71	1.65	3.59	1.63	1.57	3.85
0.1950	1.70	1.64	3.56	1.62	1.56	3.81
0.2000	1.69	1.63	3.53	1.61	1.55	3.77
0.2050	1.67	1.62	3.50	1.60	1.54	3.73
0.2100	1.66	1.61	3.47	1.59	1.53	3.69
0.2150	1.65	1.60	3.44	1.58	1.52	3.65
0.2200	1.64	1.59	3.41	1.57	1.51	3.62

0.2250	1.63	1.58	3.39	1.56	1.50	3.58
0.2300	1.62	1.57	3.36	1.55	1.50	3.55
0.2350	1.61	1.56	3.33	1.54	1.49	3.51
0.2400	1.60	1.55	3.31	1.53	1.48	3.48
0.2450	1.59	1.54	3.28	1.52	1.47	3.45
0.2500	1.58	1.53	3.26	1.52	1.47	3.42
0.2550	1.57	1.53	3.23	1.51	1.46	3.39
0.2600	1.57	1.52	3.21	1.50	1.45	3.35
0.2650	1.56	1.51	3.19	1.49	1.44	3.33
0.2700	1.55	1.50	3.16	1.48	1.44	3.30
0.2750	1.54	1.49	3.14	1.48	1.43	3.27
0.2800	1.53	1.49	3.12	1.47	1.42	3.24
0.2850	1.53	1.48	3.10	1.46	1.42	3.21
0.2900	1.52	1.47	3.08	1.46	1.41	3.18
0.2950	1.51	1.47	3.06	1.45	1.41	3.16
0.3000	1.50	1.46	3.04	1.44	1.40	3.13

<i>r/d</i>	<i>D/d = 1.1</i>		
	<i>K_i Simulación</i> <i>A = 1.0164</i> <i>b = -0.229</i>	<i>K_i Literatura</i> <i>A = 1.013</i> <i>b = -0.2153</i>	<i>Error porcentual</i>
0.0100	2.92	2.73	6.85
0.0150	2.66	2.50	6.26
0.0200	2.49	2.35	5.84
0.0250	2.37	2.24	5.52
0.0300	2.27	2.16	5.25
0.0350	2.19	2.09	5.03
0.0400	2.12	2.03	4.84
0.0450	2.07	1.98	4.67
0.0500	2.02	1.93	4.52
0.0550	1.97	1.89	4.39
0.0600	1.94	1.86	4.26
0.0650	1.90	1.82	4.15
0.0700	1.87	1.80	4.04
0.0750	1.84	1.77	3.95
0.0800	1.81	1.75	3.86
0.0850	1.79	1.72	3.77
0.0900	1.76	1.70	3.69
0.0950	1.74	1.68	3.61
0.1000	1.72	1.66	3.54
0.1050	1.70	1.65	3.47
0.1100	1.68	1.63	3.40
0.1150	1.67	1.61	3.34
0.1200	1.65	1.60	3.28
0.1250	1.64	1.59	3.22
0.1300	1.62	1.57	3.17
0.1350	1.61	1.56	3.12
0.1400	1.59	1.55	3.06
0.1450	1.58	1.54	3.02
0.1500	1.57	1.52	2.97
0.1550	1.56	1.51	2.92
0.1600	1.55	1.50	2.88
0.1650	1.54	1.49	2.83
0.1700	1.53	1.48	2.79
0.1750	1.51	1.47	2.75
0.1800	1.51	1.47	2.71

0.1850	1.50	1.46	2.67
0.1900	1.49	1.45	2.64
0.1950	1.48	1.44	2.60
0.2000	1.47	1.43	2.56
0.2050	1.46	1.43	2.53
0.2100	1.45	1.42	2.50
0.2150	1.45	1.41	2.46
0.2200	1.44	1.40	2.43
0.2250	1.43	1.40	2.40
0.2300	1.42	1.39	2.37
0.2350	1.42	1.38	2.34
0.2400	1.41	1.38	2.31
0.2450	1.40	1.37	2.28
0.2500	1.40	1.37	2.25
0.2550	1.39	1.36	2.22
0.2600	1.38	1.35	2.20
0.2650	1.38	1.35	2.17
0.2700	1.37	1.34	2.14
0.2750	1.37	1.34	2.12
0.2800	1.36	1.33	2.09
0.2850	1.35	1.33	2.07
0.2900	1.35	1.32	2.05
0.2950	1.34	1.32	2.02
0.3000	1.34	1.31	2.00

Tabla B - 4. Comparación entre el factor de concentración de esfuerzos obtenido por simulación contra el factor calculado a partir de la literatura para una barra plana escalonada con filetes sometida a flexión.

r/d	$D/d = 3$			$D/d = 2$		
	K_t Simulación $A = 0.9335$ $b = -0.304$	K_t Literatura $A = 0.9072$ $b = -0.333$	Error porcentual	K_t Simulación $A = 0.9348$ $b = -0.303$	K_t Literatura $A = 0.9323$ $b = -0.303$	Error porcentual
0.0100	3.79	4.21	10.10	3.77	3.76	0.25
0.0150	3.35	3.68	9.03	3.34	3.33	0.25
0.0200	3.07	3.34	8.26	3.06	3.05	0.25
0.0250	2.87	3.10	7.65	2.86	2.85	0.25
0.0300	2.71	2.92	7.16	2.70	2.70	0.25
0.0350	2.59	2.77	6.74	2.58	2.57	0.25
0.0400	2.48	2.65	6.37	2.48	2.47	0.25
0.0450	2.40	2.55	6.05	2.39	2.39	0.25
0.0500	2.32	2.46	5.76	2.32	2.31	0.25
0.0550	2.25	2.39	5.49	2.25	2.25	0.25
0.0600	2.20	2.32	5.25	2.19	2.19	0.25
0.0650	2.14	2.26	5.03	2.14	2.13	0.26
0.0700	2.10	2.20	4.82	2.09	2.09	0.26
0.0750	2.05	2.15	4.63	2.05	2.04	0.26
0.0800	2.01	2.11	4.45	2.01	2.00	0.26
0.0850	1.98	2.06	4.28	1.97	1.97	0.26
0.0900	1.94	2.02	4.12	1.94	1.93	0.26
0.0950	1.91	1.99	3.97	1.91	1.90	0.26
0.1000	1.88	1.95	3.82	1.88	1.87	0.26
0.1050	1.85	1.92	3.68	1.85	1.85	0.26
0.1100	1.83	1.89	3.55	1.82	1.82	0.26
0.1150	1.80	1.87	3.43	1.80	1.80	0.26
0.1200	1.78	1.84	3.31	1.78	1.77	0.26
0.1250	1.76	1.81	3.19	1.76	1.75	0.26

0.1300	1.74	1.79	3.08	1.73	1.73	0.26
0.1350	1.72	1.77	2.97	1.71	1.71	0.26
0.1400	1.70	1.75	2.87	1.70	1.69	0.26
0.1450	1.68	1.73	2.77	1.68	1.67	0.26
0.1500	1.66	1.71	2.67	1.66	1.66	0.26
0.1550	1.65	1.69	2.58	1.64	1.64	0.26
0.1600	1.63	1.67	2.49	1.63	1.62	0.26
0.1650	1.61	1.65	2.40	1.61	1.61	0.26
0.1700	1.60	1.64	2.31	1.60	1.60	0.26
0.1750	1.59	1.62	2.23	1.59	1.58	0.26
0.1800	1.57	1.61	2.15	1.57	1.57	0.26
0.1850	1.56	1.59	2.07	1.56	1.55	0.26
0.1900	1.55	1.58	1.99	1.55	1.54	0.26
0.1950	1.53	1.56	1.92	1.53	1.53	0.26
0.2000	1.52	1.55	1.85	1.52	1.52	0.26
0.2050	1.51	1.54	1.77	1.51	1.51	0.26
0.2100	1.50	1.53	1.70	1.50	1.50	0.26
0.2150	1.49	1.51	1.64	1.49	1.49	0.26
0.2200	1.48	1.50	1.57	1.48	1.48	0.26
0.2250	1.47	1.49	1.51	1.47	1.47	0.26
0.2300	1.46	1.48	1.44	1.46	1.46	0.26
0.2350	1.45	1.47	1.38	1.45	1.45	0.26
0.2400	1.44	1.46	1.32	1.44	1.44	0.26
0.2450	1.43	1.45	1.26	1.43	1.43	0.26
0.2500	1.42	1.44	1.20	1.42	1.42	0.26
0.2550	1.41	1.43	1.14	1.41	1.41	0.26
0.2600	1.41	1.42	1.09	1.41	1.40	0.26
0.2650	1.40	1.41	1.03	1.40	1.39	0.26
0.2700	1.39	1.40	0.98	1.39	1.39	0.26
0.2750	1.38	1.40	0.92	1.38	1.38	0.26
0.2800	1.37	1.39	0.87	1.37	1.37	0.26
0.2850	1.37	1.38	0.82	1.37	1.36	0.26
0.2900	1.36	1.37	0.77	1.36	1.36	0.26
0.2950	1.35	1.36	0.72	1.35	1.35	0.26
0.3000	1.35	1.36	0.67	1.35	1.34	0.26

r/d	$D/d = 1.3$			$D/d = 1.2$		
	K_t Simulación $A = 0.9443$ $b = -0.292$	K_t Literatura $A = 0.9588$ $b = -0.2726$	Error porcentual	K_t Simulación $A = 0.9587$ $b = -0.261$	K_t Literatura $A = 0.9959$ $b = -0.2382$	Error porcentual
0.0100	3.62	3.37	7.65	3.19	2.98	6.88
0.0150	3.22	3.01	6.81	2.87	2.71	5.90
0.0200	2.96	2.79	6.22	2.66	2.53	5.21
0.0250	2.77	2.62	5.76	2.51	2.40	4.68
0.0300	2.63	2.49	5.39	2.39	2.30	4.24
0.0350	2.51	2.39	5.07	2.30	2.21	3.88
0.0400	2.42	2.31	4.80	2.22	2.14	3.57
0.0450	2.34	2.23	4.57	2.15	2.09	3.29
0.0500	2.26	2.17	4.35	2.10	2.03	3.04
0.0550	2.20	2.11	4.16	2.04	1.99	2.82
0.0600	2.15	2.06	3.99	2.00	1.95	2.62
0.0650	2.10	2.02	3.83	1.96	1.91	2.43
0.0700	2.05	1.98	3.68	1.92	1.88	2.26
0.0750	2.01	1.94	3.54	1.88	1.85	2.10
0.0800	1.97	1.91	3.41	1.85	1.82	1.95
0.0850	1.94	1.88	3.29	1.82	1.79	1.81
0.0900	1.91	1.85	3.18	1.80	1.77	1.68

0.0950	1.88	1.82	3.07	1.77	1.75	1.55
0.1000	1.85	1.80	2.97	1.75	1.72	1.43
0.1050	1.82	1.77	2.87	1.73	1.70	1.32
0.1100	1.80	1.75	2.78	1.71	1.69	1.21
0.1150	1.78	1.73	2.69	1.69	1.67	1.11
0.1200	1.75	1.71	2.60	1.67	1.65	1.01
0.1250	1.73	1.69	2.52	1.65	1.63	0.92
0.1300	1.71	1.67	2.45	1.63	1.62	0.83
0.1350	1.69	1.66	2.37	1.62	1.60	0.74
0.1400	1.68	1.64	2.30	1.60	1.59	0.66
0.1450	1.66	1.62	2.23	1.59	1.58	0.58
0.1500	1.64	1.61	2.16	1.57	1.57	0.50
0.1550	1.63	1.59	2.10	1.56	1.55	0.43
0.1600	1.61	1.58	2.04	1.55	1.54	0.36
0.1650	1.60	1.57	1.97	1.53	1.53	0.29
0.1700	1.58	1.55	1.92	1.52	1.52	0.22
0.1750	1.57	1.54	1.86	1.51	1.51	0.15
0.1800	1.56	1.53	1.80	1.50	1.50	0.09
0.1850	1.55	1.52	1.75	1.49	1.49	0.03
0.1900	1.53	1.51	1.70	1.48	1.48	0.04
0.1950	1.52	1.50	1.65	1.47	1.47	0.09
0.2000	1.51	1.49	1.60	1.46	1.46	0.15
0.2050	1.50	1.48	1.55	1.45	1.45	0.21
0.2100	1.49	1.47	1.50	1.44	1.44	0.26
0.2150	1.48	1.46	1.45	1.43	1.44	0.32
0.2200	1.47	1.45	1.41	1.42	1.43	0.37
0.2250	1.46	1.44	1.37	1.42	1.42	0.42
0.2300	1.45	1.43	1.32	1.41	1.41	0.47
0.2350	1.44	1.42	1.28	1.40	1.41	0.52
0.2400	1.43	1.41	1.24	1.39	1.40	0.56
0.2450	1.42	1.41	1.20	1.38	1.39	0.61
0.2500	1.42	1.40	1.16	1.38	1.39	0.66
0.2550	1.41	1.39	1.12	1.37	1.38	0.70
0.2600	1.40	1.38	1.08	1.36	1.37	0.74
0.2650	1.39	1.38	1.05	1.36	1.37	0.79
0.2700	1.38	1.37	1.01	1.35	1.36	0.83
0.2750	1.38	1.36	0.97	1.34	1.35	0.87
0.2800	1.37	1.36	0.94	1.34	1.35	0.91
0.2850	1.36	1.35	0.90	1.33	1.34	0.95
0.2900	1.36	1.34	0.87	1.32	1.34	0.99
0.2950	1.35	1.34	0.84	1.32	1.33	1.03
0.3000	1.34	1.33	0.80	1.31	1.33	1.07

r/d	$D/d = 1.1$		
	K_t Simulación $A = 0.9645$ $b = -0.226$	K_t Literatura $A = 1.0165$ $b = -0.2154$	Error porcentual
0.0100	2.73	2.74	0.41
0.0150	2.49	2.51	0.83
0.0200	2.33	2.36	1.13
0.0250	2.22	2.25	1.36
0.0300	2.13	2.16	1.55
0.0350	2.06	2.09	1.71
0.0400	2.00	2.03	1.85
0.0450	1.94	1.98	1.97
0.0500	1.90	1.94	2.08

0.0550	1.86	1.90	2.18
0.0600	1.82	1.86	2.27
0.0650	1.79	1.83	2.35
0.0700	1.76	1.80	2.42
0.0750	1.73	1.78	2.49
0.0800	1.71	1.75	2.56
0.0850	1.68	1.73	2.62
0.0900	1.66	1.71	2.68
0.0950	1.64	1.69	2.74
0.1000	1.62	1.67	2.79
0.1050	1.61	1.65	2.84
0.1100	1.59	1.64	2.89
0.1150	1.57	1.62	2.93
0.1200	1.56	1.61	2.98
0.1250	1.54	1.59	3.02
0.1300	1.53	1.58	3.06
0.1350	1.52	1.56	3.10
0.1400	1.50	1.55	3.13
0.1450	1.49	1.54	3.17
0.1500	1.48	1.53	3.20
0.1550	1.47	1.52	3.24
0.1600	1.46	1.51	3.27
0.1650	1.45	1.50	3.30
0.1700	1.44	1.49	3.33
0.1750	1.43	1.48	3.36
0.1800	1.42	1.47	3.39
0.1850	1.41	1.46	3.42
0.1900	1.40	1.45	3.44
0.1950	1.40	1.45	3.47
0.2000	1.39	1.44	3.50
0.2050	1.38	1.43	3.52
0.2100	1.37	1.42	3.54
0.2150	1.37	1.42	3.57
0.2200	1.36	1.41	3.59
0.2250	1.35	1.40	3.61
0.2300	1.34	1.40	3.64
0.2350	1.34	1.39	3.66
0.2400	1.33	1.38	3.68
0.2450	1.33	1.38	3.70
0.2500	1.32	1.37	3.72
0.2550	1.31	1.36	3.74
0.2600	1.31	1.36	3.76
0.2650	1.30	1.35	3.78
0.2700	1.30	1.35	3.80
0.2750	1.29	1.34	3.82
0.2800	1.29	1.34	3.84
0.2850	1.28	1.33	3.85
0.2900	1.28	1.33	3.87
0.2950	1.27	1.32	3.89
0.3000	1.27	1.32	3.91

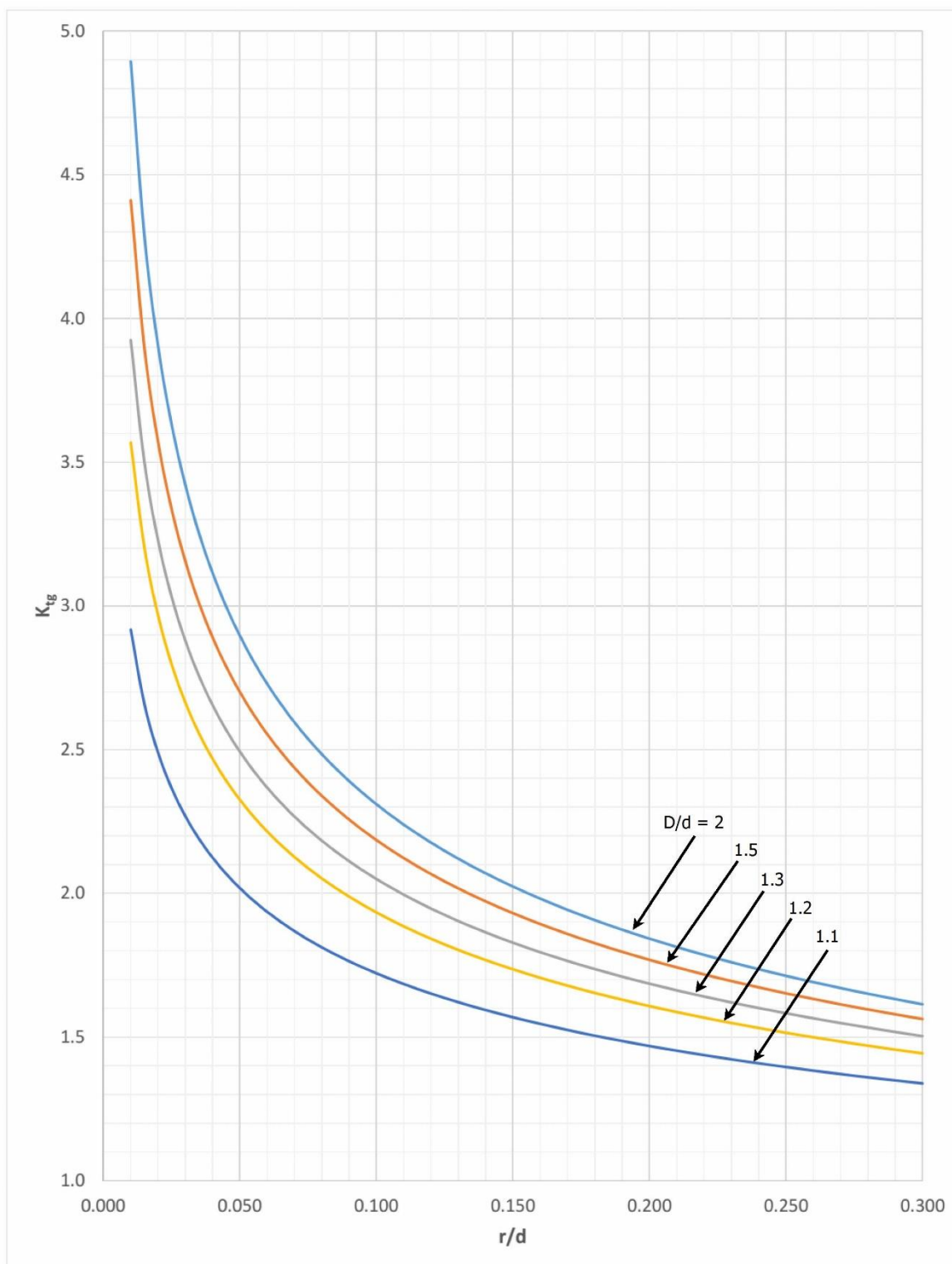


Figura B - 3. Factor de concentración de esfuerzos obtenido por simulación para una barra plana escalonada con filete sometida a compresión.

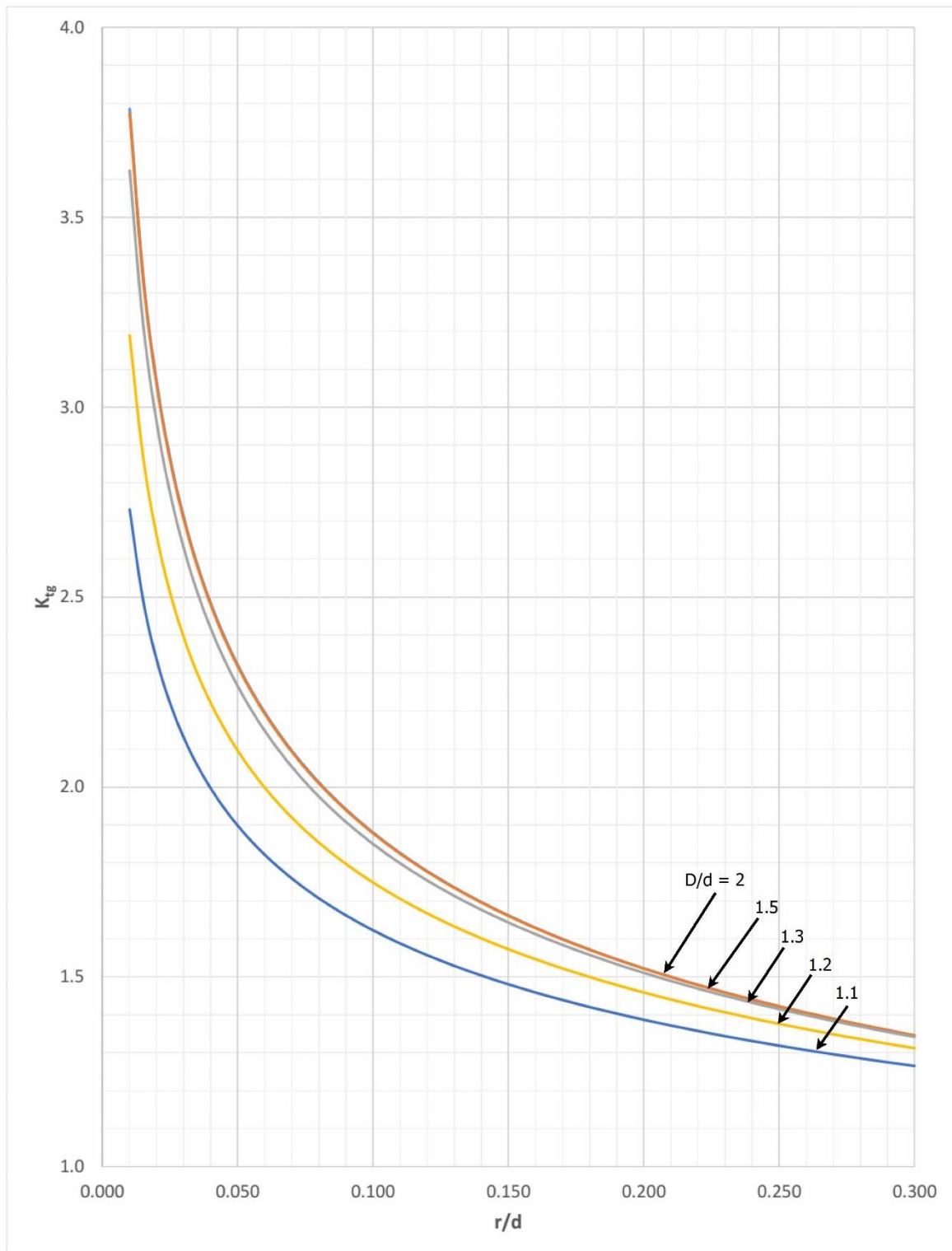
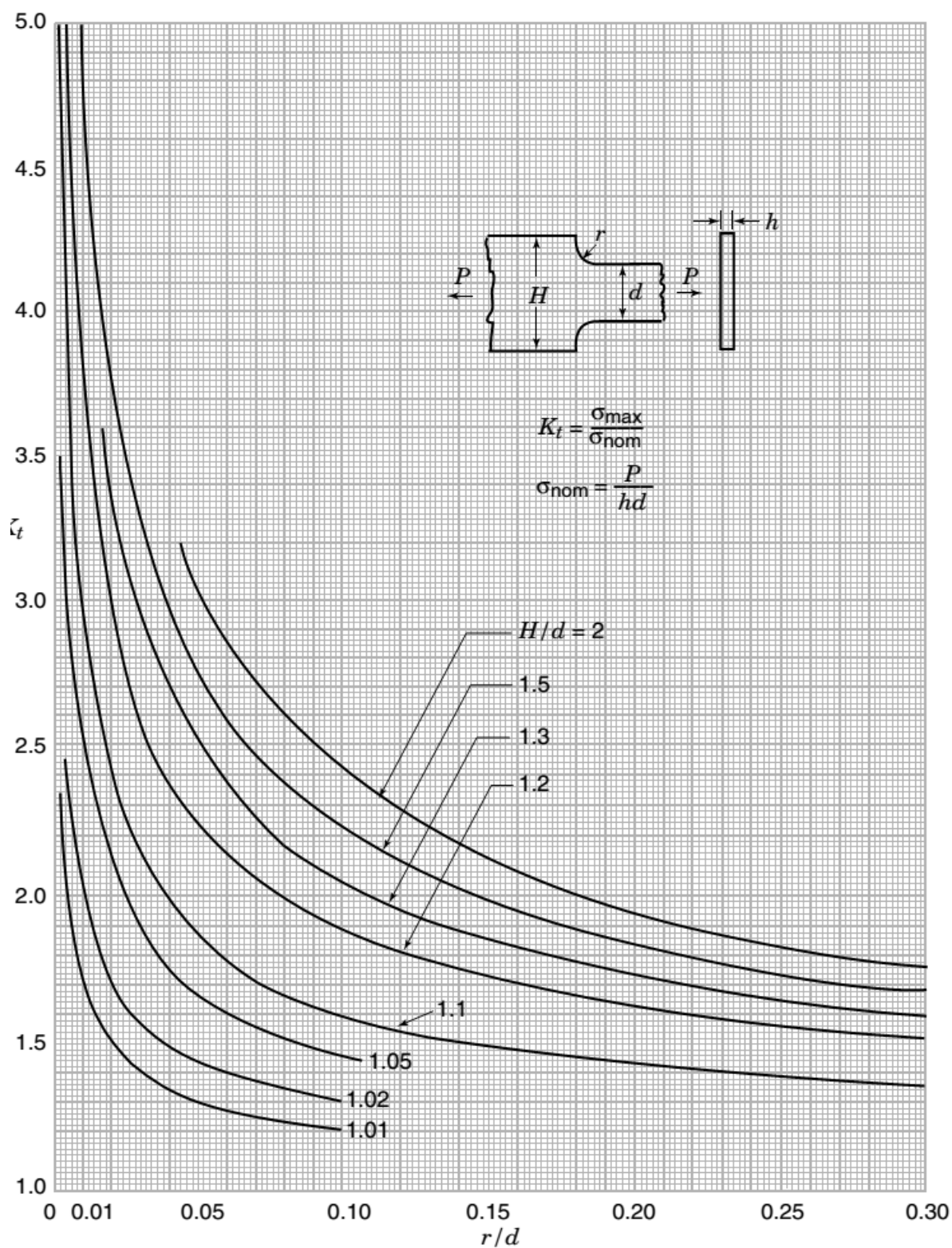
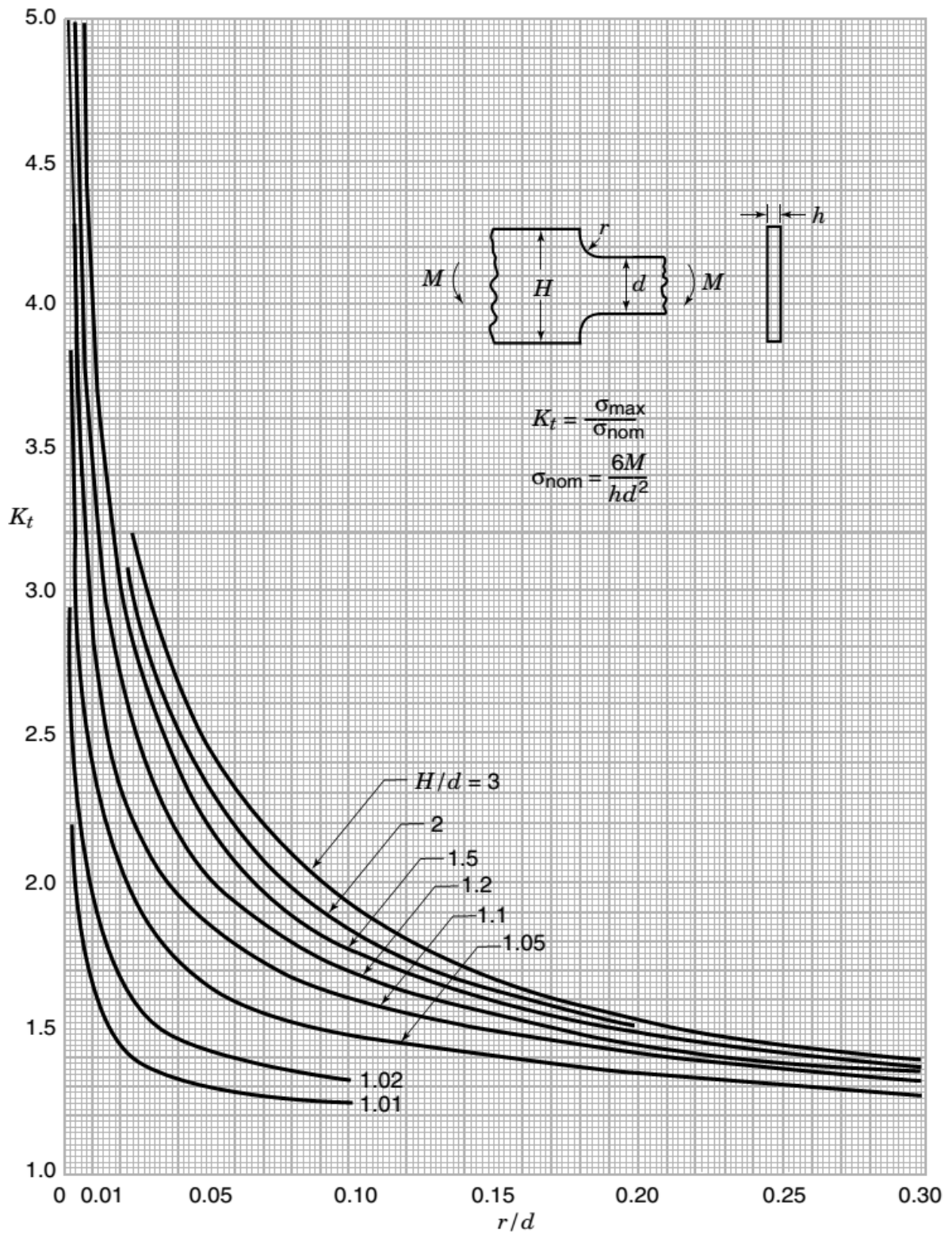


Figura B - 4. Factor de concentración de esfuerzos obtenido por simulación para una barra plana escalonada con filete sometida a flexión.

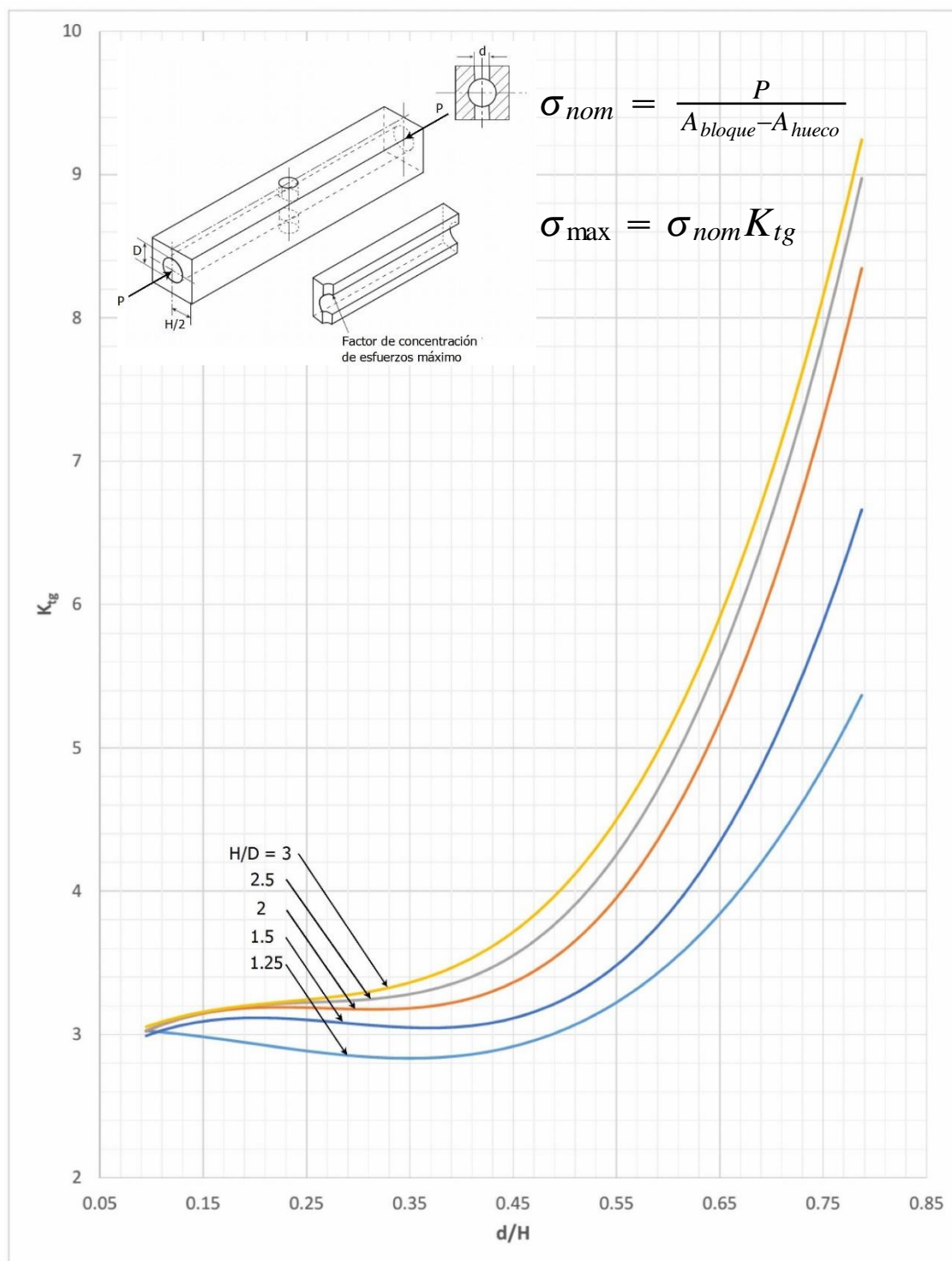
Anexo B - 2. Factor de concentración de esfuerzos para una barra escalonada a tensión con filetes de hombro. Tomada de [94].



Anexo B - 3. Factor de concentración de esfuerzos para una barra escalonada a flexión con filetes de hombro. Tomado de [94].



Anexo B - 4. Factor de concentración de esfuerzos obtenido por simulación para un bloque cuadrado grueso hueco con agujeros circulares en la pared sometido a compresión.



Para valores de $0.1 < d/H < 0.8$

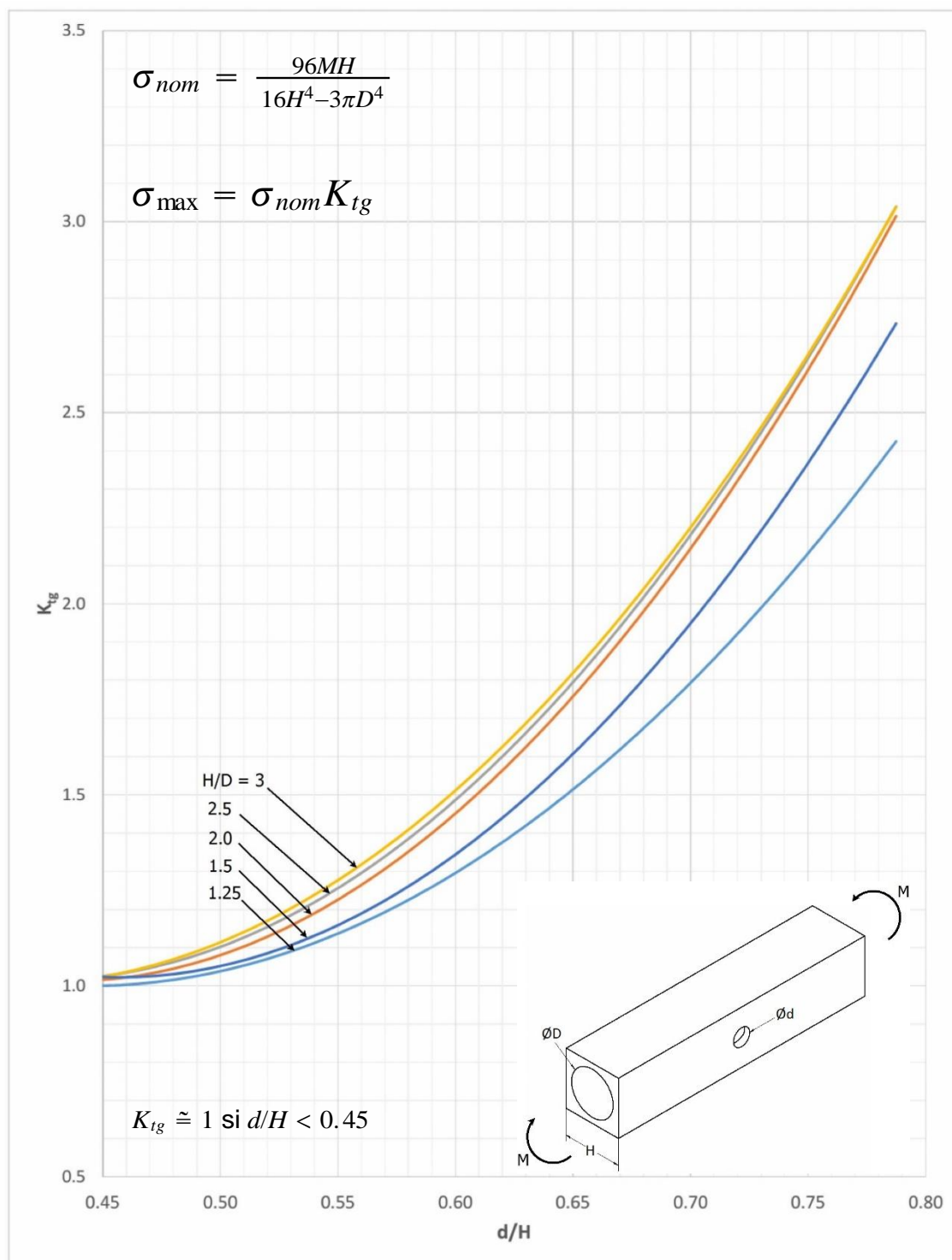
$$K_{tg} = C_1 \left(\frac{d}{H}\right)^3 - C_2 \left(\frac{d}{H}\right)^2 + C_3 \left(\frac{d}{H}\right) + C_4$$

(B - 3)

Tabla B - 5. Valores de constantes para distintas curvas en la estimación de factores de concentración de esfuerzos en un bloque cuadrado grueso hueco con agujeros circulares en la pared sometido a compresión.

Curva / Constante	C_1	C_2	C_3	C_4
$H/D = 1.25$	14.775	8.7569	0.7077	3.0264
$H/D = 1.5$	30.813	26.356	6.8704	2.5512
$H/D = 2$	38.088	30.794	8.0526	2.5046
$H/D = 2.5$	37.193	28.465	7.5260	2.5407
$H/D = 3$	33.007	22.999	6.0029	2.6636

Anexo B - 5. Factor de concentración de esfuerzos obtenido por simulación para un bloque cuadrado grueso hueco con agujeros circulares en la pared sometido a flexión.



Para valores de $0.45 < d/H < 0.8$

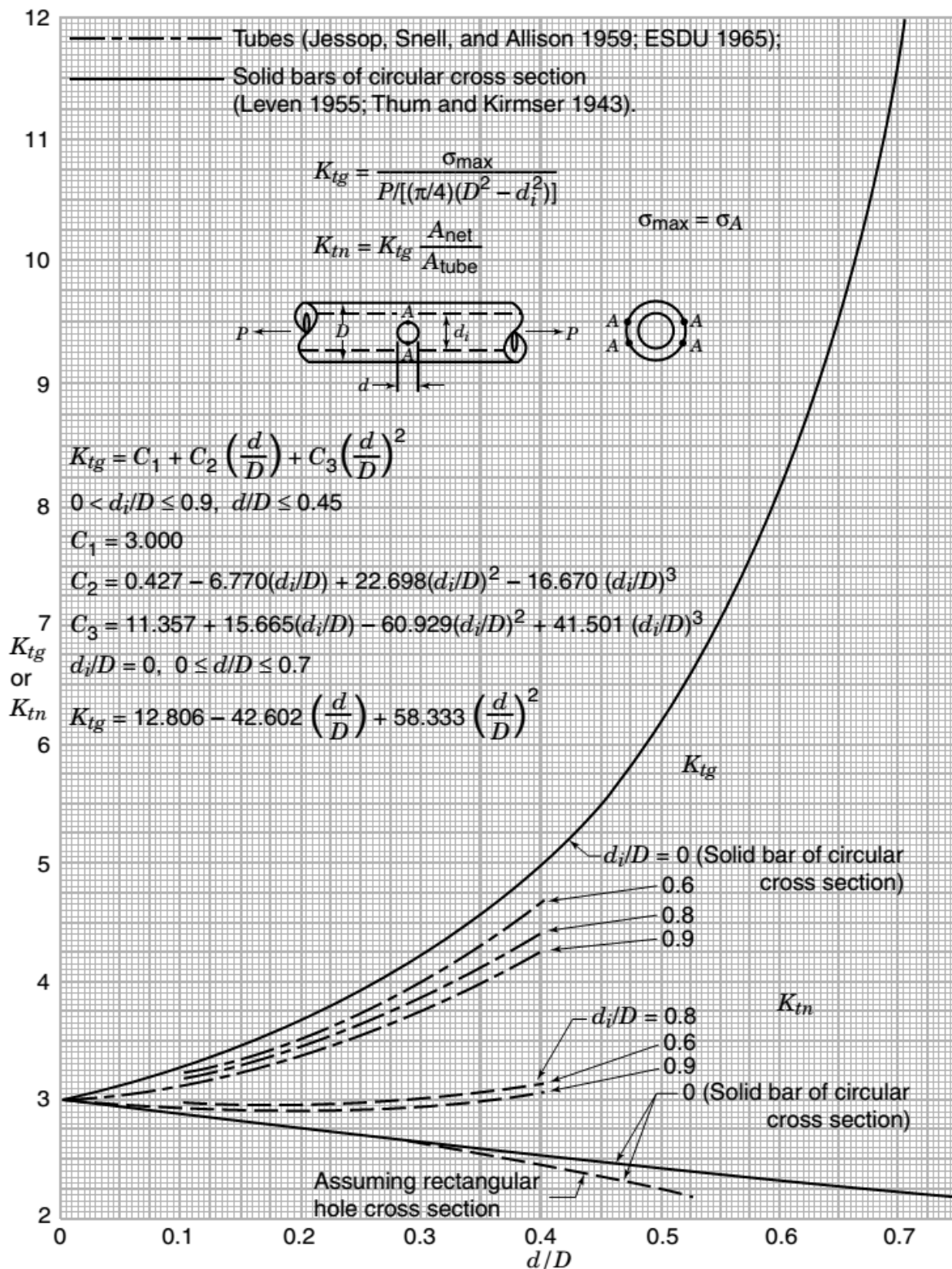
$$K_{tg} = C_1 \left(\frac{d}{H}\right)^2 - C_2 \left(\frac{d}{H}\right) + C_3$$

(B - 4)

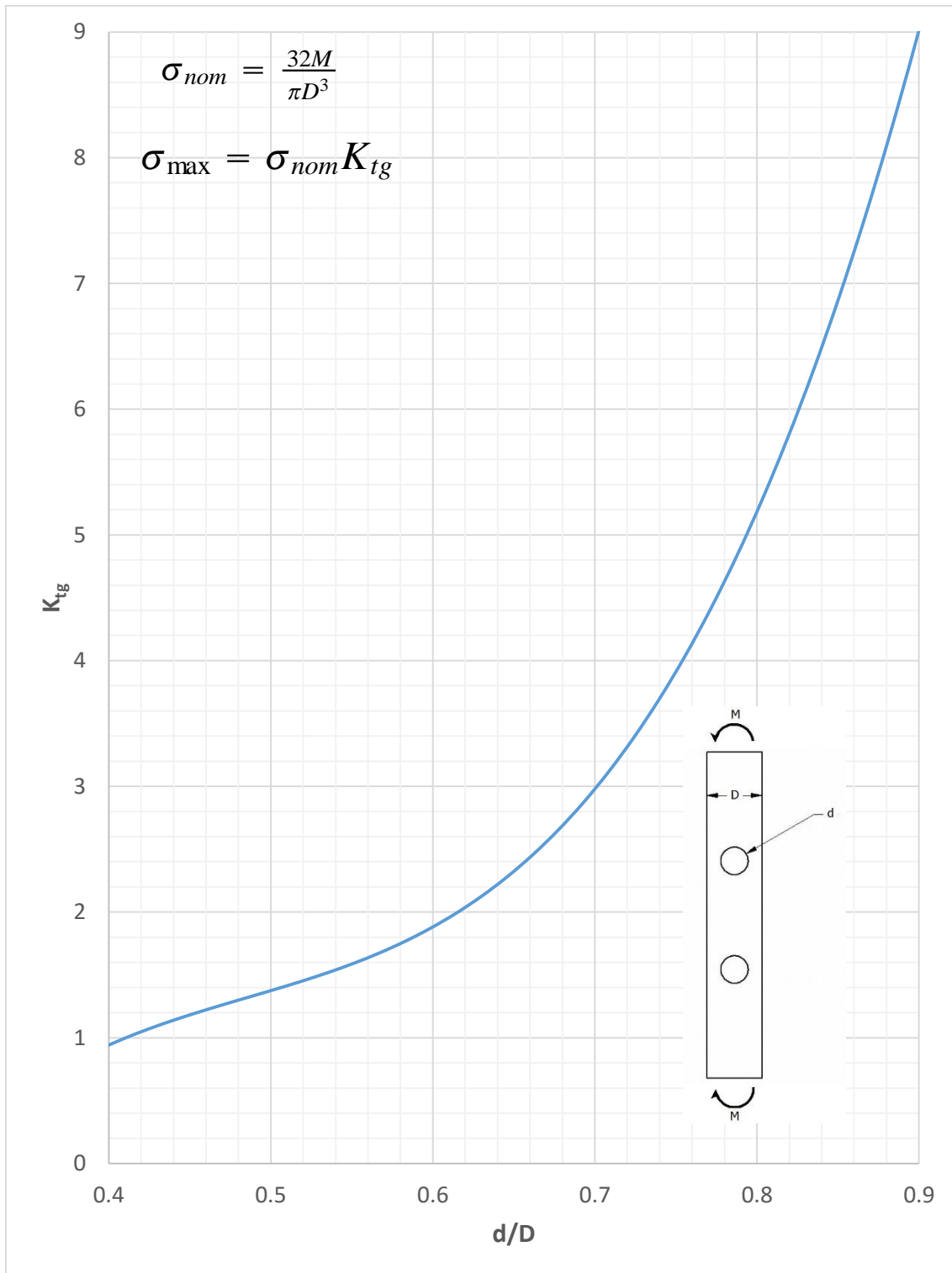
Tabla B - 6. Valores de constantes para distintas curvas en la estimación de factores de concentración de esfuerzos en un bloque cuadrado grueso hueco con agujeros circulares en la pared sometido a flexión.

<i>Curva / Constante</i>	<i>C₁</i>	<i>C₂</i>	<i>C₃</i>
<i>H/D = 1.25</i>	12.019	10.649	3.3585
<i>H/D = 1.5</i>	15.630	14.271	4.2801
<i>H/D = 2</i>	11.116	14.018	4.0607
<i>H/D = 2.5</i>	15.449	13.147	3.8135
<i>H/D = 3</i>	14.508	11.983	3.4791

Anexo B - 6. Factor de concentración de esfuerzos de una barra de sección transversal circular con orificio transversal sometida a tensión. Tomado de [94].



Anexo B - 7. Factor de concentración de esfuerzos obtenido por simulación para una barra de sección transversal circular con orificio transversal sometida a flexión desde una vista frontal.



Para valores de $0.4 < d/D < 0.9$

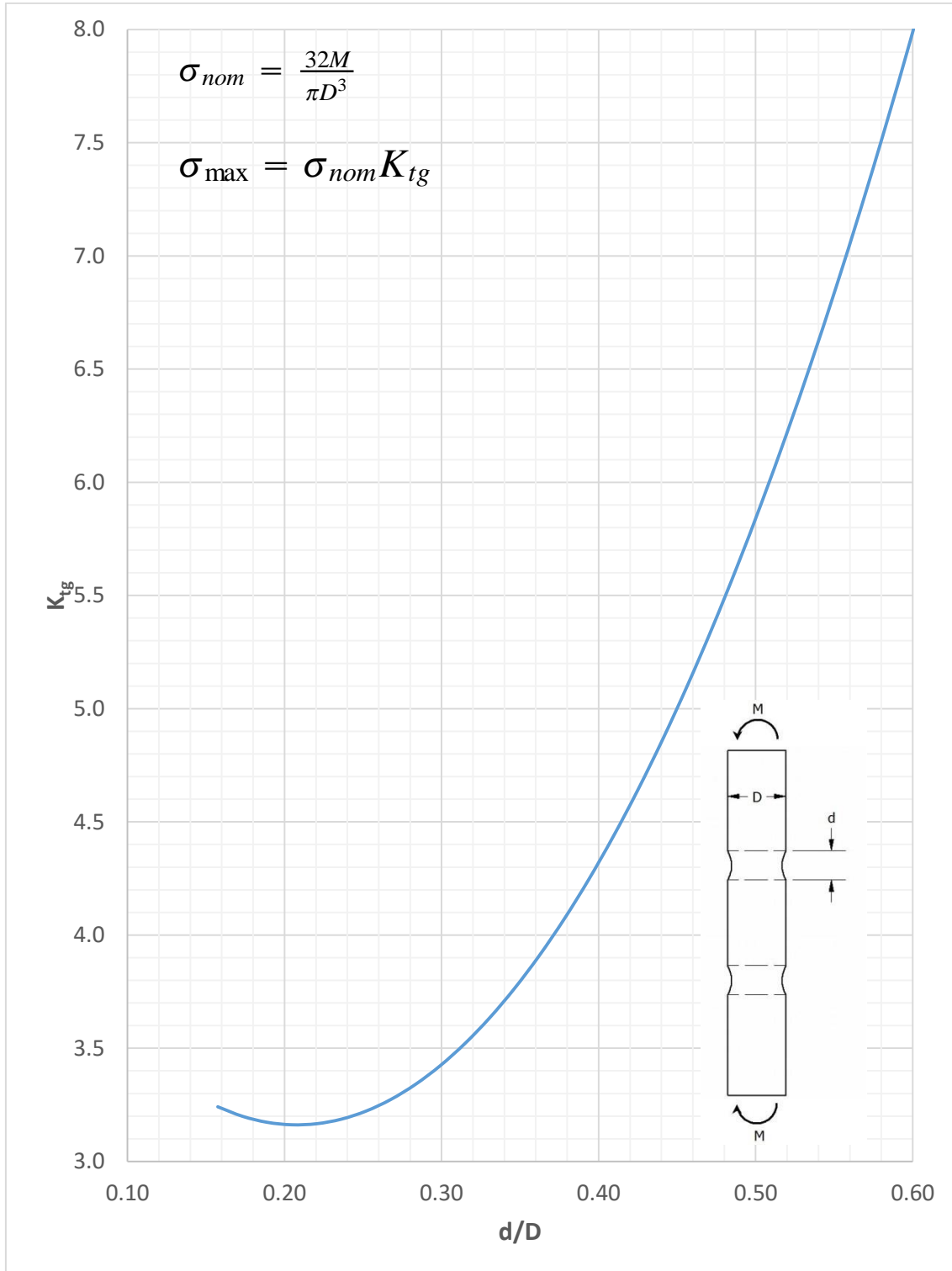
$$K_{tg} = C_1 \left(\frac{d}{D}\right)^3 - C_2 \left(\frac{d}{D}\right)^2 + C_3 \left(\frac{d}{D}\right) - C_4$$

(B - 5)

Tabla B - 7. Valores de constantes para la estimación del factor de concentración de esfuerzos en una barra de sección transversal circular con orificio transversal sometida a flexión desde una vista frontal.

Constante	C_1	C_2	C_3	C_4
Valor	86.176	125.57	64.771	10.39

Anexo B - 8. Factor de concentración de esfuerzos obtenido por simulación para una barra de sección transversal circular con orificio transversal sometida a flexión desde una vista lateral.



Para valores de $0.15 < d/D < 0.6$

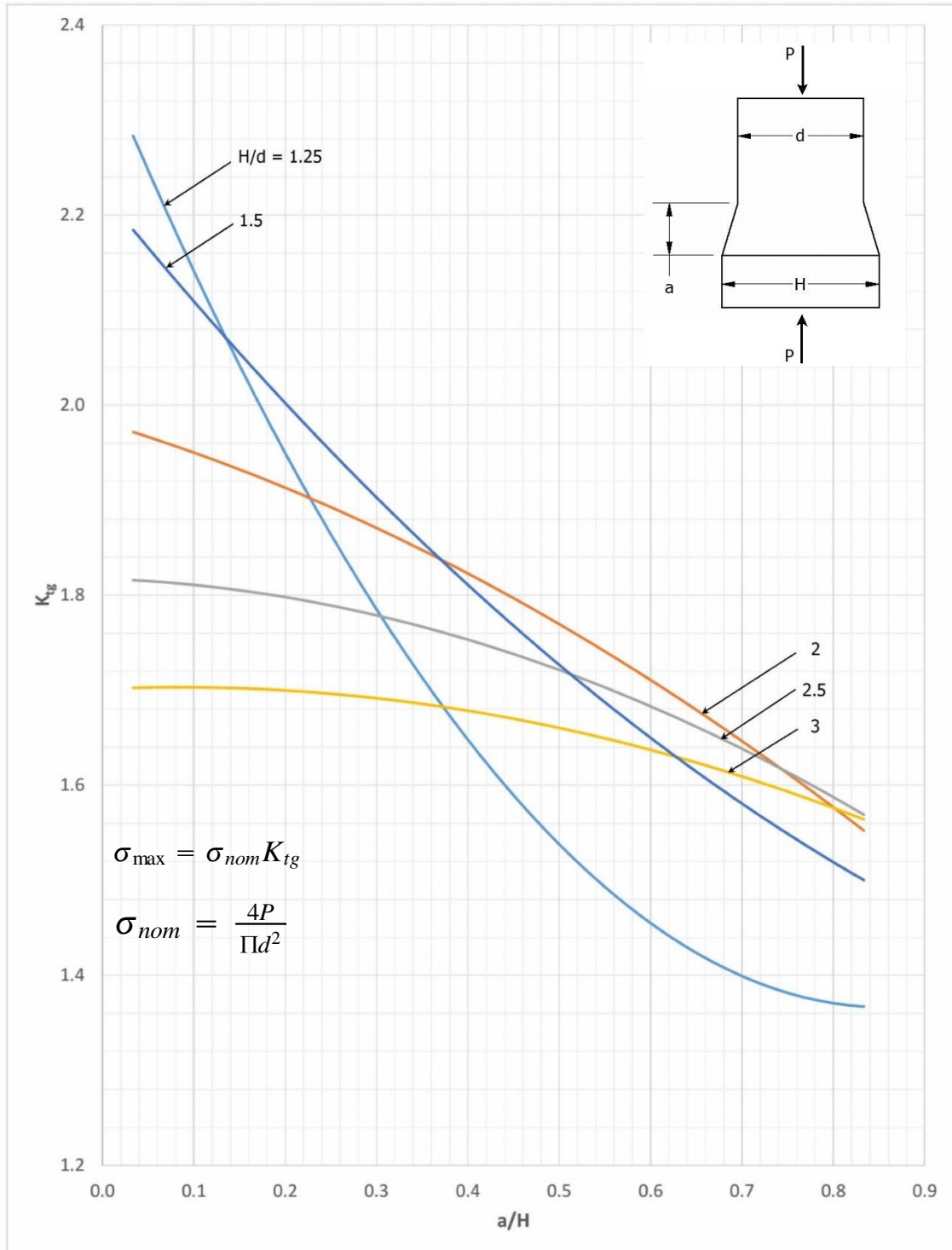
$$K_{tg} = C_1 \left(\frac{d}{D}\right)^2 + C_2 \left(\frac{d}{D}\right) + C_3$$

(B - 6)

Tabla B - 8. Valores de constantes para la estimación del factor de concentración de esfuerzos en una barra de sección transversal circular con orificio transversal sometida a flexión desde una vista lateral.

<i>Constante</i>	C_1	C_2	C_3
<i>Valor</i>	31.394	-13.054	4.5186

Anexo B - 9. Factor de concentración de esfuerzos obtenido por simulación para una barra de sección transversal cuadrangular escalonada a barra circular sometida a compresión.



Para valores de $0.03 < d/H < 0.8$

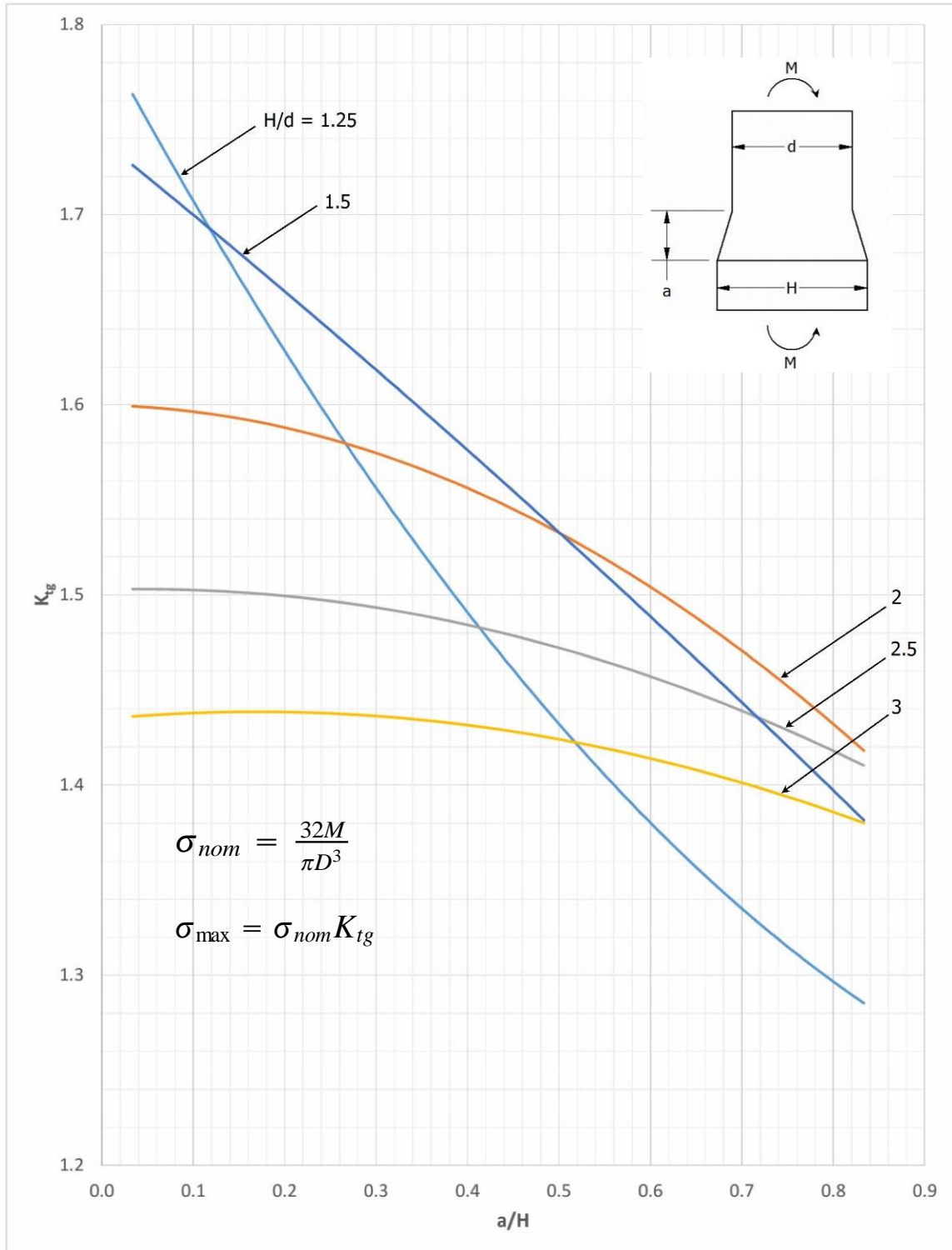
$$K_{tg} = C_1 \left(\frac{a}{H}\right)^2 + C_2 \left(\frac{a}{H}\right) + C_3$$

(B - 7)

Tabla B - 9. Valores de constantes para la estimación del factor de concentración de esfuerzos en una barra de sección transversal cuadrangular escalonada a barra circular sometida a compresión.

Curva / Constante	C_1	C_2	C_3
$H/d = 1.25$	1.3580	-2.3220	2.3593
$H/d = 1.5$	0.3779	-1.1827	2.2236
$H/d = 2$	-0.2726	-0.2879	1.9817
$H/d = 2.5$	-0.3174	-0.0335	1.8176
$H/d = 3$	-0.2478	0.0416	1.7017

Anexo B - 10. Factor de concentración de esfuerzos obtenido por simulación para una barra de sección transversal cuadrangular escalonada a barra circular sometida a flexión.



Para valores de $0.03 < d/H < 0.8$

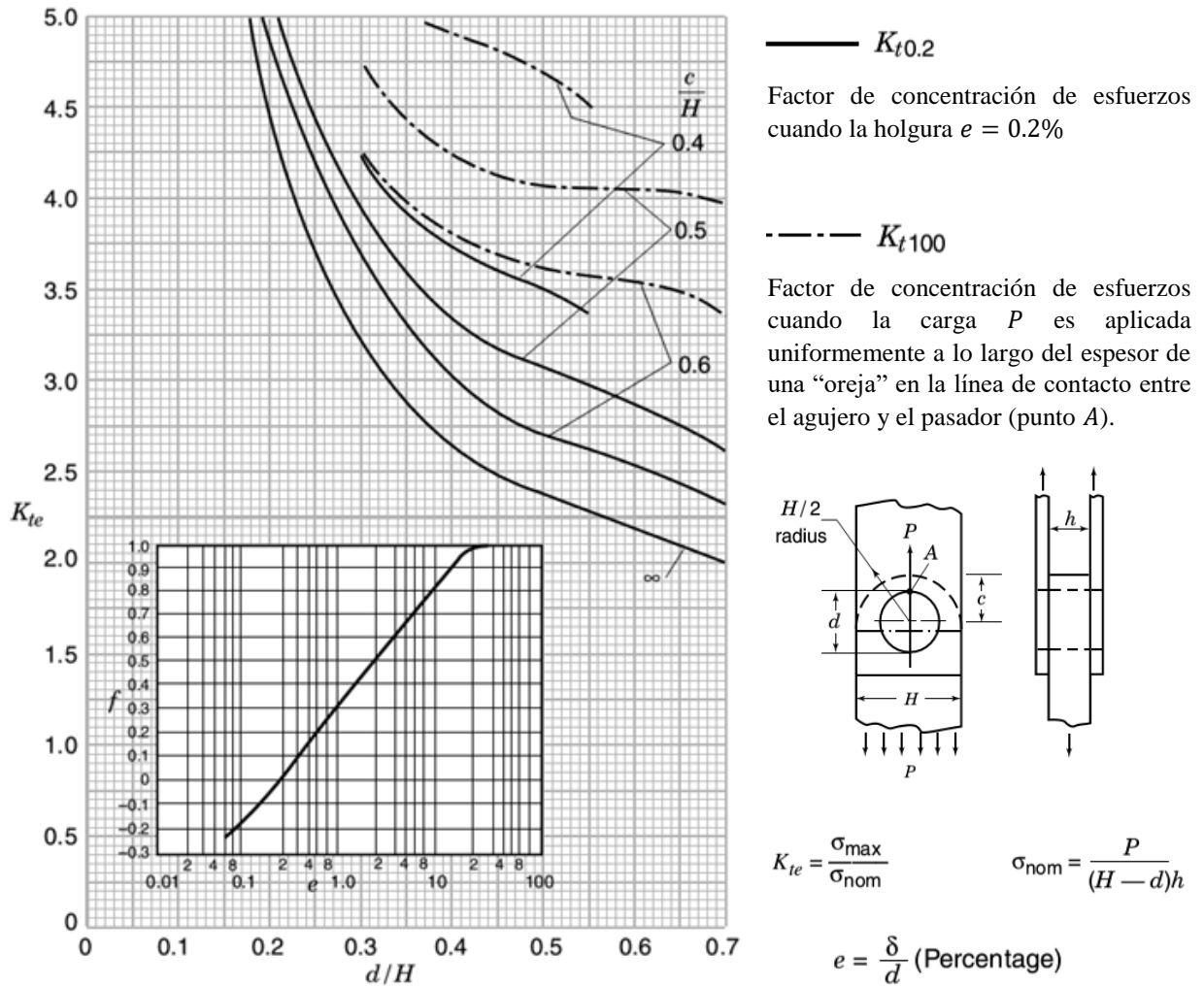
$$K_{tg} = C_1 \left(\frac{a}{H}\right)^2 + C_2 \left(\frac{a}{H}\right) + C_3$$

(B - 8)

Tabla B - 10. Valores de constantes para la estimación del factor de concentración de esfuerzos en una barra de sección transversal cuadrangular escalonada a barra circular sometida a flexión.

Curva / Constante	C_1	C_2	C_3
$H/d = 1.25$	0.3376	-0.8902	1.7928
$H/d = 1.5$	-0.0497	-0.3875	1.7391
$H/d = 2$	-0.2514	-0.0084	1.5998
$H/d = 2.5$	-0.1494	0.0135	1.5029
$H/d = 3$	-0.1328	0.0451	1.4348

Anexo B - 11. Factor de concentración de esfuerzos K_{te} para "orejas" con terminación redonda, $h/d < 0.5$. Tomado de [94].

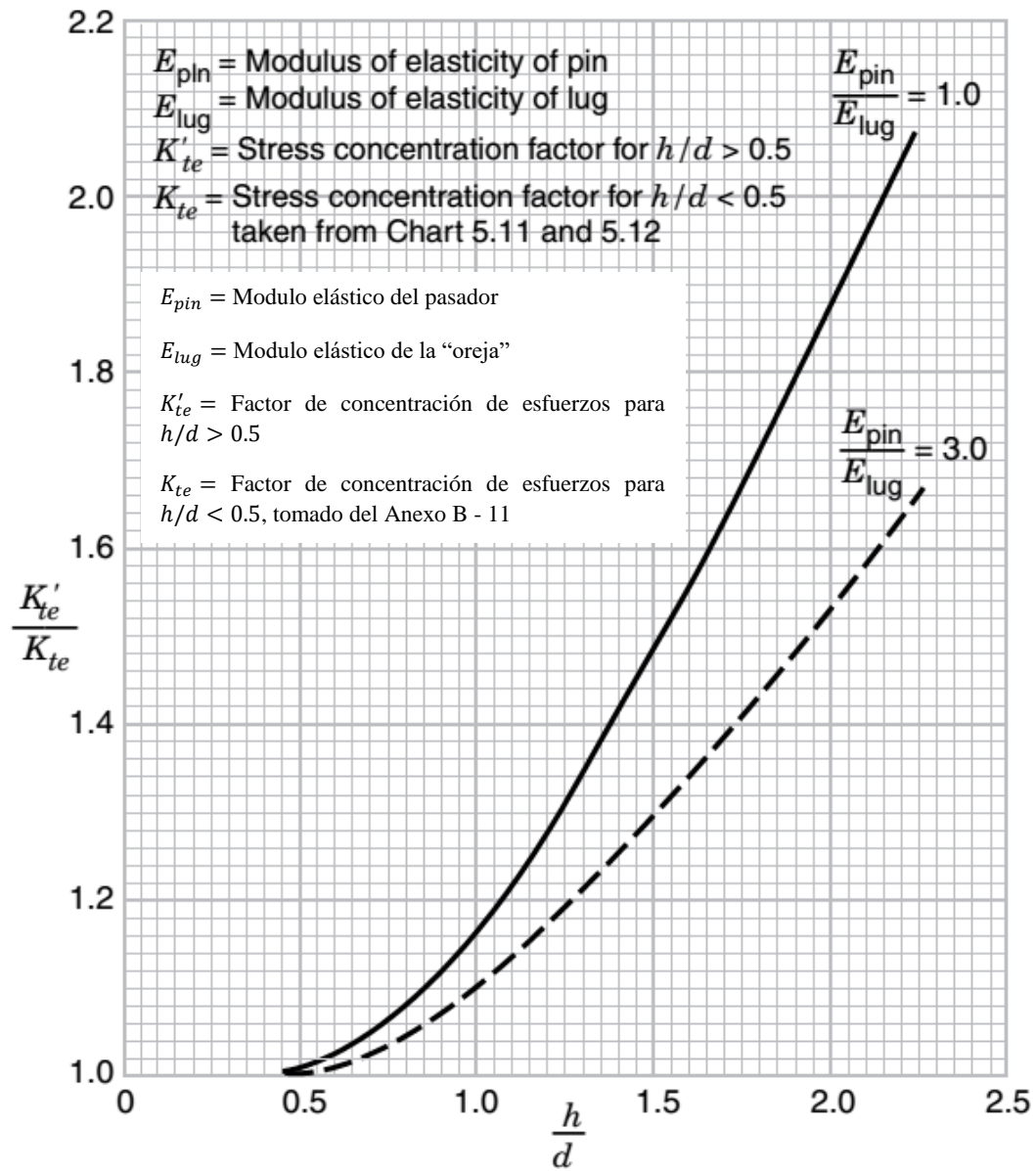


Para cualquier valor de e

$$K_{te} = K_{t0.2} + f(K_{t100} - K_{t0.2})$$

(B - 9)

Anexo B - 12. Factor de concentración de esfuerzos K_{te}' para "orejas" gruesas. Terminación cuadrada o circular con $h/d > 0.5$ y $0.3 \leq d/H \leq 0.6$. Tomado de [94].



Anexo C. Parámetros de simulación para la estimación de torques en extremidades inferiores.

En la sección 3.1.9 se presentaron los resultados de una simulación realizada en el software de simulación dinámica multicuerpo MSC Adams para estimar los torques necesarios en las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo cuando el usuario pasa de una posición de sedestación hacia una posición de bipedestación, o *sit-to-stand* (STS).

En el ambiente de simulación, los segmentos del cuerpo en el modelo virtual están relacionados por uniones de revoluta, debido a que los movimientos en el plano sagital son los únicos movimientos estudiados en este trabajo.

Las articulaciones de la mitad superior del cuerpo no tuvieron movimiento para restringir el movimiento. Las articulaciones inferiores contaron con libertad rotacional. Los pies se encontraban fijos a la plataforma de la base donde el modelo virtual está “sentado”. La plataforma se fijó a tierra.

Se asignó una densidad de 933 kg/m^3 al modelo virtual (valor de densidad estimado para el cuerpo humano), esto le otorgó un peso de 79.98 kg al del modelo virtual de 1.7m de altura. De acuerdo a los índices de masa corporal, con el peso y altura designados la simulación idealiza un escenario donde la persona que realiza el movimiento de STS tiene un ligero sobrepeso.

En la Tabla 3.11 se mencionaron los arcos de movimiento y los tiempos en los que se ha propuesto dividir el movimiento de STS. Para la simulación se establecieron trayectorias para alcanzar los valores de arco de movimiento necesarios para que el modelo virtual realice un movimiento de STS similar al movimiento humano natural en un tiempo total de 2 segundos. A partir de los gráficos definidos para las trayectorias de desplazamiento angular deseadas, fueron obtenidas también sus respectivas gráficas de velocidad deseadas.

Las curvas que definen las trayectorias deseadas para la simulación dentro del software MSC Adams son generadas a partir de la función STEP como un polinomio de tercer orden de la función escalón de Heaviside. El polinomio se presenta en la ecuación (C - 1); la notación correspondiente a la ecuación se presenta en la Figura C - 1.

$$x_d(t) = \begin{cases} x_0 & : t \leq t_0 \\ x_0 + a\Delta^2(3 - 2\Delta) & : t_0 < t < t_f \\ x_f & : t \geq t_f \end{cases}$$

(C - 1)

donde

- $a = (x_f - x_0)$
- $\Delta = \left(\frac{t-t_0}{t_f-t_0}\right)$
- (t_0, x_0) es el punto inicial de la trayectoria
- (t_f, x_f) es el punto final de la trayectoria

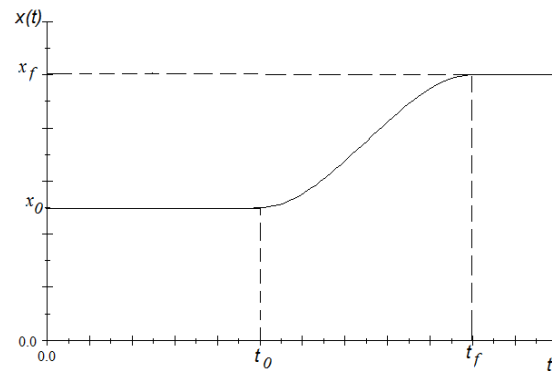


Figura C - 1. Función STEP en el software MSC Adams para la generación de trayectorias.

- *Trayectoria deseada del tronco y miembros superiores*

De acuerdo a lo señalado en la sección 3.1.9, durante la fase 1 del movimiento de STS el tronco se adelanta 42.9° en 0.5s partiendo de la posición anatómica. Inmediatamente después, durante el desarrollo de las siguientes fases, el tronco y miembros superiores deberán regresar a la posición anatómica. La Figura C - 2 muestra la trayectoria deseada para el tronco y miembros superiores cuando el movimiento de STS se completa en un tiempo total de 2 segundos. El movimiento en estos segmentos del cuerpo se observa con respecto de la articulación de cadera.

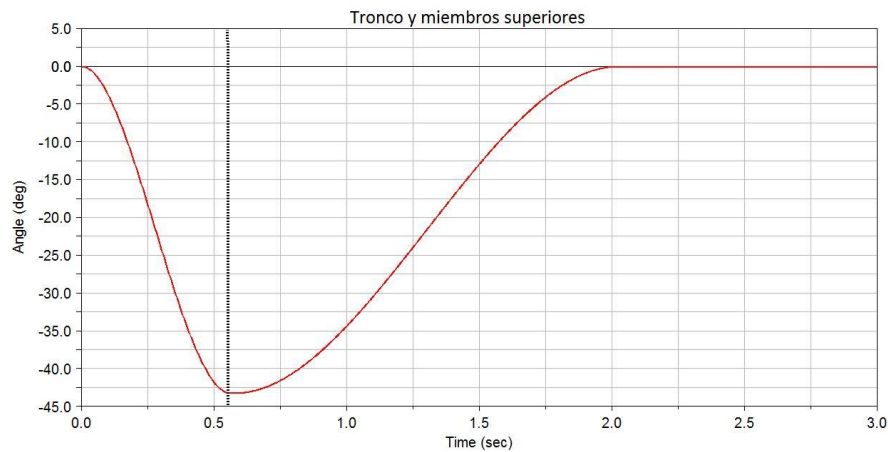


Figura C - 2. Trayectoria deseada para tronco y miembros superiores en el movimiento de STS. Se desea una flexión de 42.9° en 0.52s correspondiente a la fase 1 del movimiento. El tiempo restante hasta completar 2 segundos se utilizó para regresar a la posición anatómica.

- *Trayectoria deseada del muslo*

La articulación de cadera tiene control sobre la posición del muslo. Los parámetros identificados en el movimiento establecen que el muslo inicia su movimiento con la fase 2 y después de 0.36s alcanza una posición de 15.7° , que es el tiempo en que la fase 2 finaliza. El tiempo restante hasta llegar a 2 segundos se utiliza para que la trayectoria continúe hasta que el muslo se encuentra en su posición anatómica (una extensión de 90° con respecto a la posición inicial en sedestación). La Figura C - 3 muestra la trayectoria deseada para la articulación de cadera cuando el movimiento de STS se completa en 2 segundos.

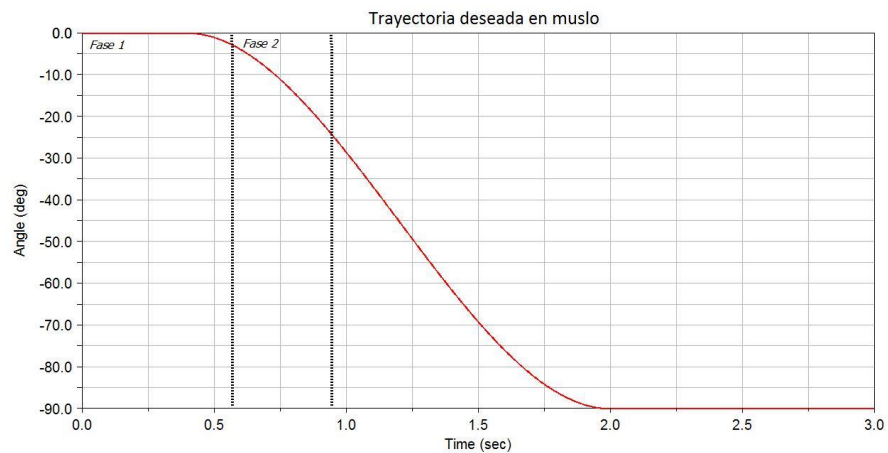


Figura C - 3. Trayectoria deseada para la articulación de cadera en el movimiento de STS. Se desea una flexión de 15.7° en 0.36s a partir de la fase 2. La trayectoria continúa hasta que se extiende el muslo completamente 2 segundos después de iniciar el movimiento.

De la Figura C - 3 es posible observar que el movimiento inicia 0.1s antes de lo definido por [44]. Esto se debe a que al analizar la simulación y comparar la animación con videos tomados en pruebas reales, se observa movimiento poco suave si se respetan estrictamente los tiempos para el inicio de los movimientos entre fases, lo que tiene como consecuencia aceleraciones innecesarias, dando pie a mayores torques debido a la ausencia de un movimiento “natural”.

- *Trayectoria deseada de la espinilla*

La articulación de rodilla tiene el control sobre la posición de la espinilla. Los parámetros identificados en el movimiento establecen que la espinilla inicia su movimiento con la fase 2 y después de 0.36s llegaría a una posición de 8.2° en flexión, que es el tiempo en que la fase 2 finaliza. El tiempo restante hasta llegar a 2 segundos se utiliza para que la rodilla regrese a la posición anatómica. La Figura C - 4 muestra la trayectoria deseada para la articulación de rodilla cuando el movimiento de STS se completa en 2 segundos.

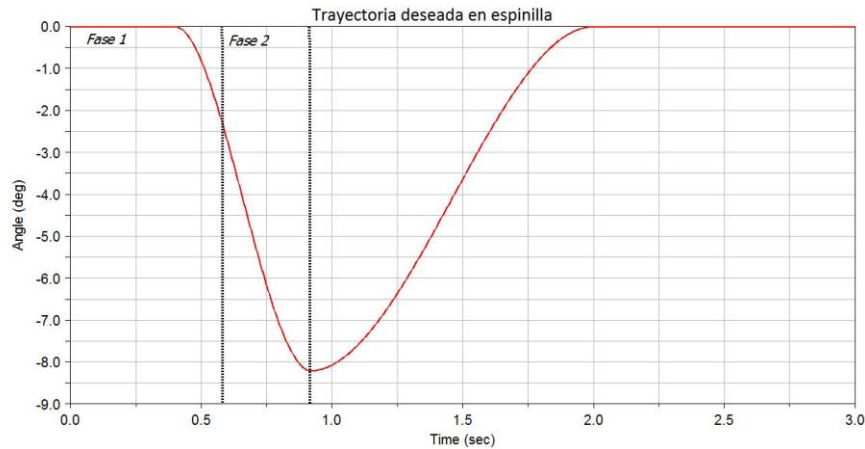


Figura C - 4. Trayectoria deseada para la espinilla en el movimiento de STS. Se desea una flexión de 8.2° en $0.36s$ correspondiente a la fase 2 del movimiento. El tiempo restante hasta completar 2 segundos se utiliza para regresar a la posición anatómica.

- *Torques de control*

Se aplicó un controlador PID (proporcional integral derivativo) en el modelo virtual con seguimiento de trayectorias. Para simplificar el modelado, se utilizó el modelo matemático en cada eslabón considerando cada uno de estos como un solo eslabón a controlar a pesar de que se trata de un sistema de tres GDL. Las perturbaciones provocadas por la ausencia de los términos relativos a los otros cuerpos del modelo virtual se compensaron en los valores de las ganancias del controlador. El torque en cada articulación se propuso con la ecuación (C - 2),

$$T_i = I_{O_i} \ddot{\theta}_i + m_i g l_i \quad (C - 2)$$

donde el índice i corresponde a cada una de las articulaciones, T es el torque en la articulación, I_O es el momento de inercia con respecto a la articulación de revoluta, $\ddot{\theta}$ la aceleración angular y mgl el producto de la masa del eslabón, la aceleración de la gravedad y la distancia vertical desde el centro de gravedad del eslabón i con respecto a la horizontal en el punto donde se encuentra la articulación.

Se propuso una ley de control que considere compensaciones debidas a la perturbación de los eslabones no considerados por la ecuación (C - 2):

$$T_i = I_{O_i} \left[\ddot{\theta}_d - k_p (\theta - \theta_d) - k_i \int (\theta - \theta_d) - k_d (\dot{\theta} - \dot{\theta}_d) \right] + m_i g l_i \quad (C - 3)$$

donde

- T_i es la ley de control propuesta
- k_p es la acción proporcional
- k_i es la acción integral
- k_d es la acción derivativa
- θ_d es la trayectoria deseada definida por la ecuación (C - 1).

- θ es la posición angular medida en la articulación
- $\dot{\theta}$ es la velocidad angular medida en la articulación

Al igualar las ecuaciones (C - 2 con (C - 3 y reducir, se obtiene la ecuación (C - 4),

$$\ddot{\theta}_i = \ddot{\theta}_d - k_p(\theta_i - \theta_{d_i}) - k_i \int (\theta_i - \theta_{d_i}) - k_d(\dot{\theta}_i - \dot{\theta}_{d_i}) \quad (C - 4)$$

que define el comportamiento dinámico del sistema en lazo cerrado.

Definiendo el error y sus derivadas como $e_\theta = (\theta_i - \theta_d)$, $\dot{e}_\theta = (\dot{\theta}_i - \dot{\theta}_d)$ y $\ddot{e}_\theta = (\ddot{\theta}_i - \ddot{\theta}_d)$. Al expresar la ecuación (C - 4) en términos del error e igualando a cero se tiene

$$\ddot{e}_\theta + k_p e_\theta + k_i \int e_\theta + k_d \dot{e}_\theta = 0 \quad (C - 5)$$

Derivando y reordenando la ecuación (C - 5) para obtener una expresión diferencial de la ecuación dinámica del error:

$$\ddot{e}_\theta + k_d \dot{e}_\theta + k_p e_\theta + k_i e_\theta = 0 \quad (C - 6)$$

Se obtuvo el polinomio característico de la ecuación (C - 6) a partir de la transformada de Laplace con condiciones iniciales iguales a cero como

$$s^3 + k_d s^2 + k_p s + k_i = 0 \quad (C - 7)$$

El polinomio de la ecuación (C - 7) se expresó con la forma estándar para un polinomio de tercer orden de acuerdo al criterio de estabilidad de Routh-Hurwitz [112] en la forma

$$(s + p)(s^2 + 2\xi\omega_n s + \omega_n^2) = 0 \quad (C - 8)$$

donde

- s es la variable compleja de la transformada de Laplace
- p es un polo en lazo cerrado para el polinomio característico de tercer orden
- ξ es un polo en lazo cerrado llamado factor de amortiguamiento relativo de la respuesta del sistema
- ω_n es un polo en lazo cerrado llamado frecuencia natural no amortiguada

Al desarrollar el polinomio de la ecuación (C - 8) se encuentra que en comparación con la ecuación (C - 7), los valores de las ganancias k_p , k_i y k_d pueden ser estimados a partir de:

- $k_p = 2\xi\omega_n p + \omega_n^2$
- $k_i = \omega_n^2 p$
- $k_d = 2\xi\omega_n + p$

Se asignaron valores a ξ , ω_n y p de forma manual para encontrar valores estables en las ganancias k_p , k_i y k_d . Se buscaron valores elevados en las ganancias para compensar las perturbaciones en el modelo matemático que describe la dinámica de los eslabones.

A partir de los valores geométricos y de masa en el tronco y los miembros superiores, el torque de control para la articulación de cadera con $\xi = 15$, $\omega_n = 30$ y $p = 30$, la ecuación (C - 3) para el torque de control resulta:

$$T_c = -13.3712 \left[\ddot{\theta}_d - 27900(\theta - \theta_d) - 27000 \int (\theta - \theta_d) - 930(\dot{\theta} - \dot{\theta}_d) \right] + 11.5518 \sin(\theta)$$

La gráfica del torque de control en la articulación de cadera para el movimiento de STS simulada a lo largo de 3 segundos se muestra en la Figura C - 5.

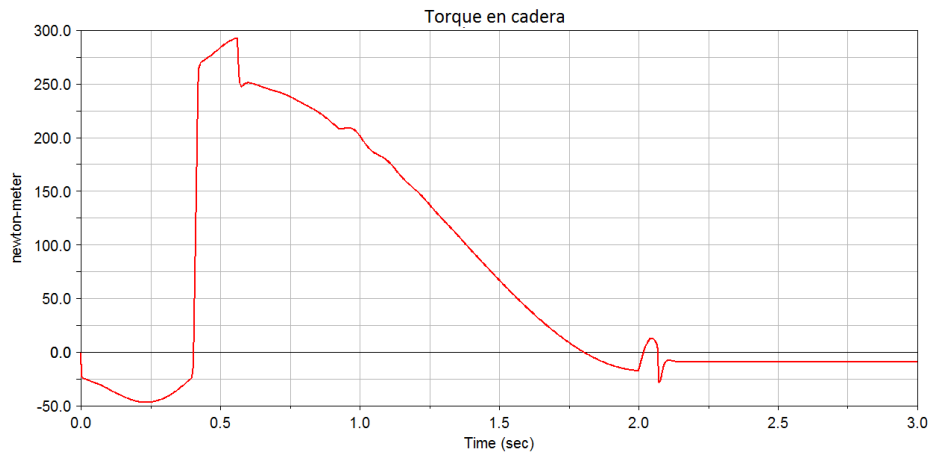


Figura C - 5. Torque en la articulación de cadera para la simulación de STS en 3 segundos.

A partir de los valores geométricos y de masa en los miembros superiores y muslos, el torque de control para la articulación de cadera con $\xi = 10$, $\omega_n = 40$ y $p = 80$, la ecuación (C - 3) para el torque de control resulta:

$$T_r = -0.1410 \left[\ddot{\theta}_d - 65600(\theta - \theta_d) - 128000 \int (\theta - \theta_d) - 880(\dot{\theta} - \dot{\theta}_d) \right] + 5.0284 \sin(\theta)$$

La gráfica del torque de control en la articulación de rodilla para el movimiento de STS simulada a lo largo de 3 segundos se muestra en la Figura C - 6.

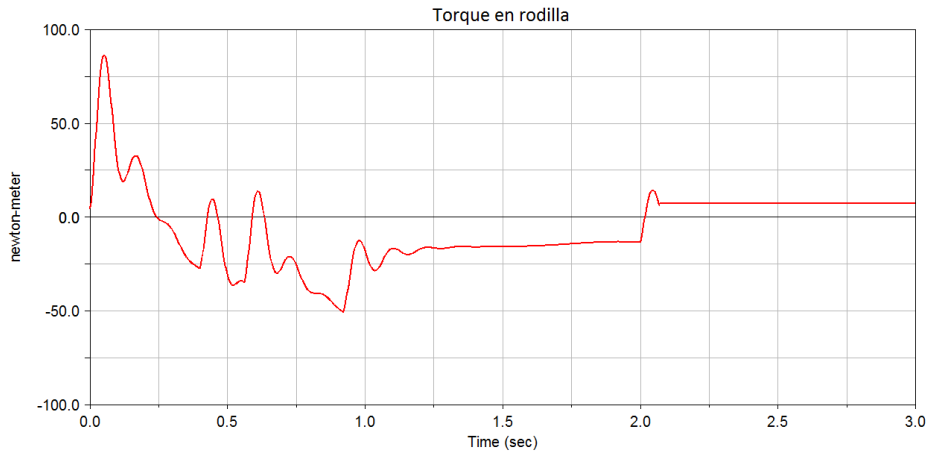


Figura C - 6. Torque en la articulación de rodilla para la simulación de STS en 3 segundos

A partir de los valores geométricos y de masa en los miembros superiores, muslos y espinillas, el torque de control para la articulación de cadera con $\xi = 5$, $\omega_n = 20$ y $p = 40$, la ecuación (C - 3) para el torque de control resulta:

$$T_t = -0.0187 \left[\ddot{\theta}_d - 8400(\theta - \theta_d) - 16000 \int (\theta - \theta_d) - 240(\dot{\theta} - \dot{\theta}_d) \right] + 0.8145 \sin(\theta)$$

La gráfica del torque de control en la articulación de tobillo para el movimiento de STS simulada a lo largo de 3 segundos se muestra en la Figura C - 7.

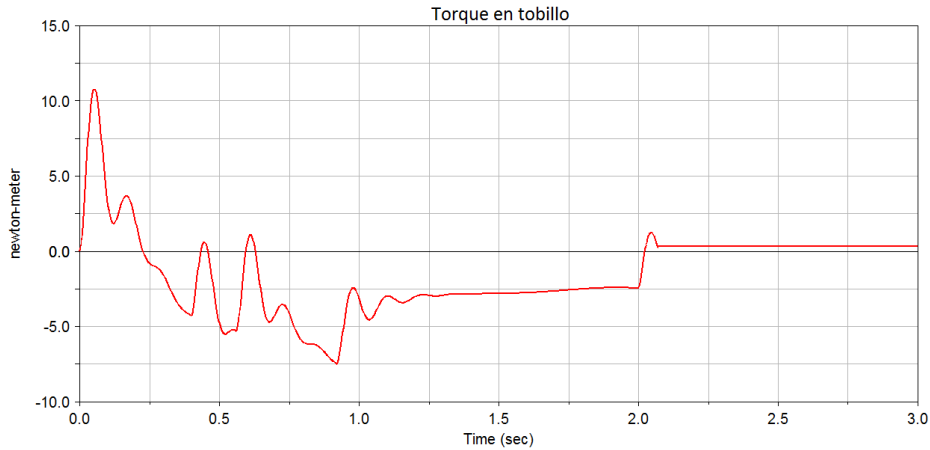


Figura C - 7. Torque en la articulación de tobillo para la simulación de STS en 3 segundos

- *Seguimiento de trayectorias*

El gráfico para el seguimiento de la trayectoria deseada en la articulación de cadera desplazando el tronco y miembros superiores se presenta en la Figura C - 8. La Figura C - 9 muestra el seguimiento de trayectoria para la cadera en el movimiento de los muslos y finalmente la Figura C - 10 para el seguimiento de la trayectoria en la articulación de rodilla en el movimiento de las espinillas. Se observa una variación para el seguimiento de las trayectorias en el caso del

desplazamiento angular de tronco y miembros superiores medido desde la articulación de cadera y para el desplazamiento de los muslos desde la articulación de rodilla.

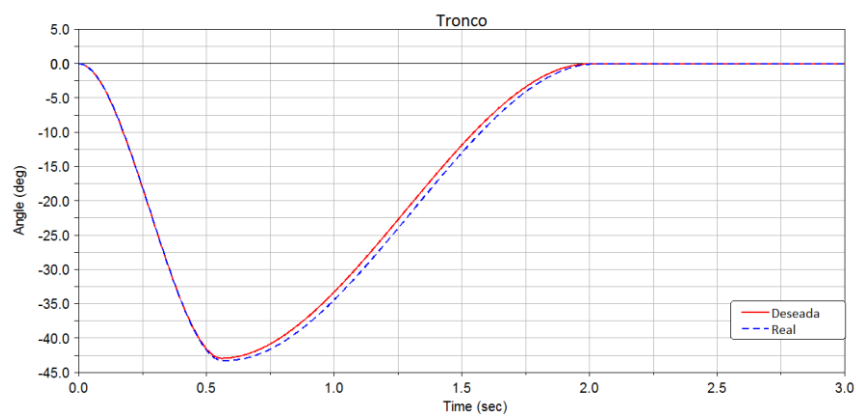


Figura C - 8. Seguimiento de trayectoria para la posición angular del tronco y miembros superiores con respecto de la articulación de cadera. La línea continua representa la trayectoria deseada. La línea punteada representa la trayectoria seguida en la simulación.

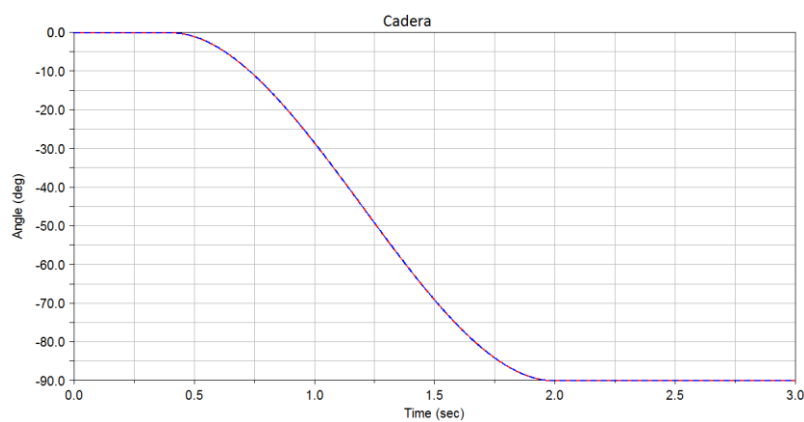


Figura C - 9. Seguimiento de trayectoria para la articulación de cadera. La línea continua representa la trayectoria deseada. La línea punteada representa la trayectoria seguida en la simulación.

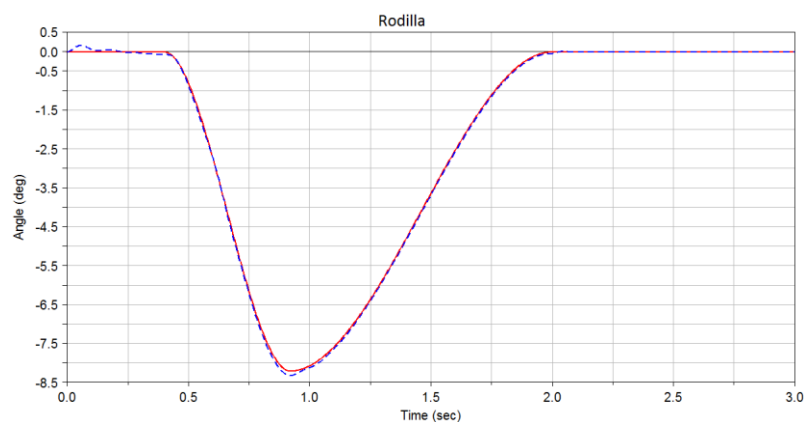


Figura C - 10. Seguimiento de trayectoria para la articulación de rodilla. La línea continua representa la trayectoria deseada. La línea azul representa la trayectoria seguida en la simulación.

Anexo D. Especificaciones del motor seleccionado



Figura D - 1. Motor marca Wingxine modelo ASME-03B

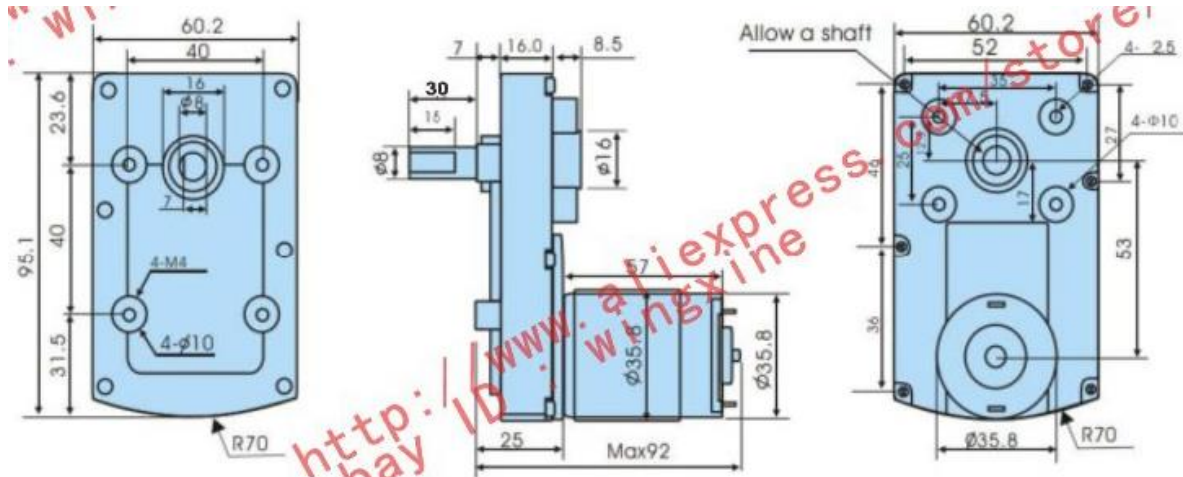


Figura D - 2. Dibujo a detalle del motor (unidades en milímetros).

- *Condiciones de operación*

Parámetro		
Voltaje de operación		11V~24V DC (Máx. 30V)
Corriente sin carga		< 400mA
Corriente a la salida		5A ± 0.2A (Máx.)
Limite angular		±150° o 0°~300° (Máx.)
Modo de control	Modo pulso	Modo pulso a 1ms Ancho de pulso 1~2 ms
	Modo pulso	Modo pulso a 2ms Ancho de pulso 0.5~2.5 ms
	Modo voltaje	Voltaje de entrada 0 – 5V (0V para 0°, 5V para 300°)
Material	Engranés y eje: aleación de acero; Caja de engranes: aluminio	
Peso	550g	
Dimensiones	95 mm * 60 mm * 110 mm	
Vida mecánica	> 1 000 000 a carga completa (valores conservadores)	

- *Especificaciones del modelo*

<i>Modelo</i>	<i>Torque de arranque</i>	<i>Torque sostenido</i>	<i>Velocidad nominal</i>
ASME-03B	380kg · cm (Máx.)	340kg · cm (Máx.)	0.5s/60° (Máx.)

- *Modos de control*

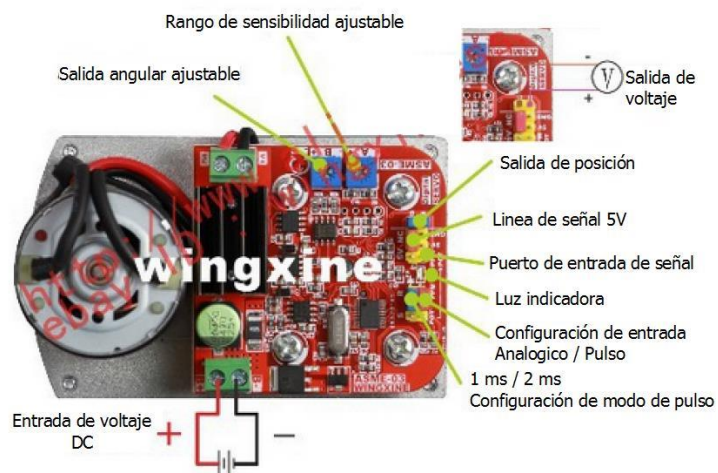


Figura D - 3. Descripción de la tarjeta controladora del motor Wingxine.

- *Modo radiocontrol con ancho de pulso de 1 ms.*

De la Figura D - 4 se tiene:

1. Puentes en la posición “NC”
2. Puentes en la posición “PPM”
3. Puentes en la posición “R”
4. La configuración se da con:
 - a. El pin “PPM” es la señal de entrada
 - b. El pin “GND” conectado a la línea de señal negativa
 - c. El pin “+” no requiere cableado

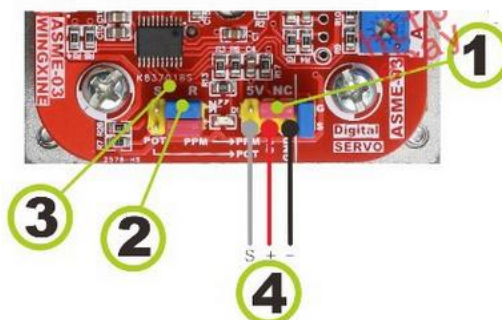


Figura D - 4. Configuración de la tarjeta controladora del motor para modo de radiocontrol con ancho de pulso de 1 ms.

- *Modo radio control con ancho de pulso de 2 ms.*

De la Figura D - 5Figura D - 4 se tiene:

1. Puente en la posición “NC”
2. Puente en la posición “PPM”
3. Puente en la posición “S”
4. La configuración se da con:
 - a. El pin “PPM” es la señal de entrada
 - b. El pin “GND” conectado a la línea de señal negativa
 - c. El pin “+” no requiere cableado

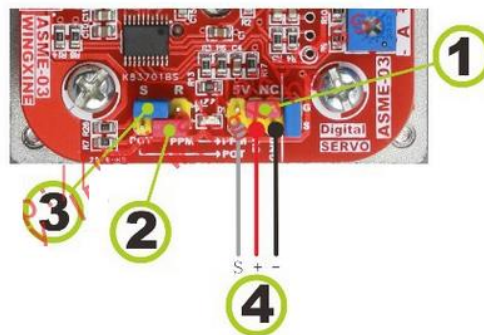


Figura D - 5. Configuración de la tarjeta controladora del motor para modo de radiocontrol con ancho de pulso de 2 ms.

- *Modo potenciómetro o de entrada de voltaje*

De la Figura D - 6 se tiene:

1. Puente en la posición “5V”
2. Puente en la posición “POT”
3. La configuración se da con:
 - a. La entrada marcada como “POT” se conecta a la salida regulada del potenciómetro
 - b. Los pines “5V” y “GND” se conectan al potenciómetro en las entradas correspondientes

El fabricante recomienda uso de potenciómetros de a partir de 10k.

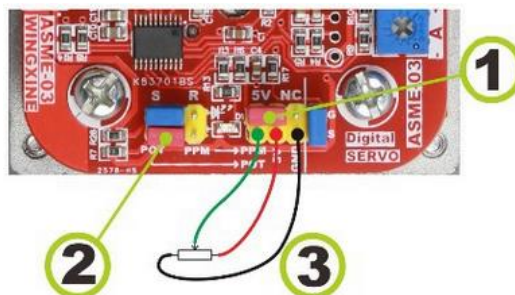


Figura D - 6. Configuración de la tarjeta controladora del motor para modo potenciómetro o de entrada de voltaje.

Anexo E. Dibujos a detalle de piezas del exoesqueleto.

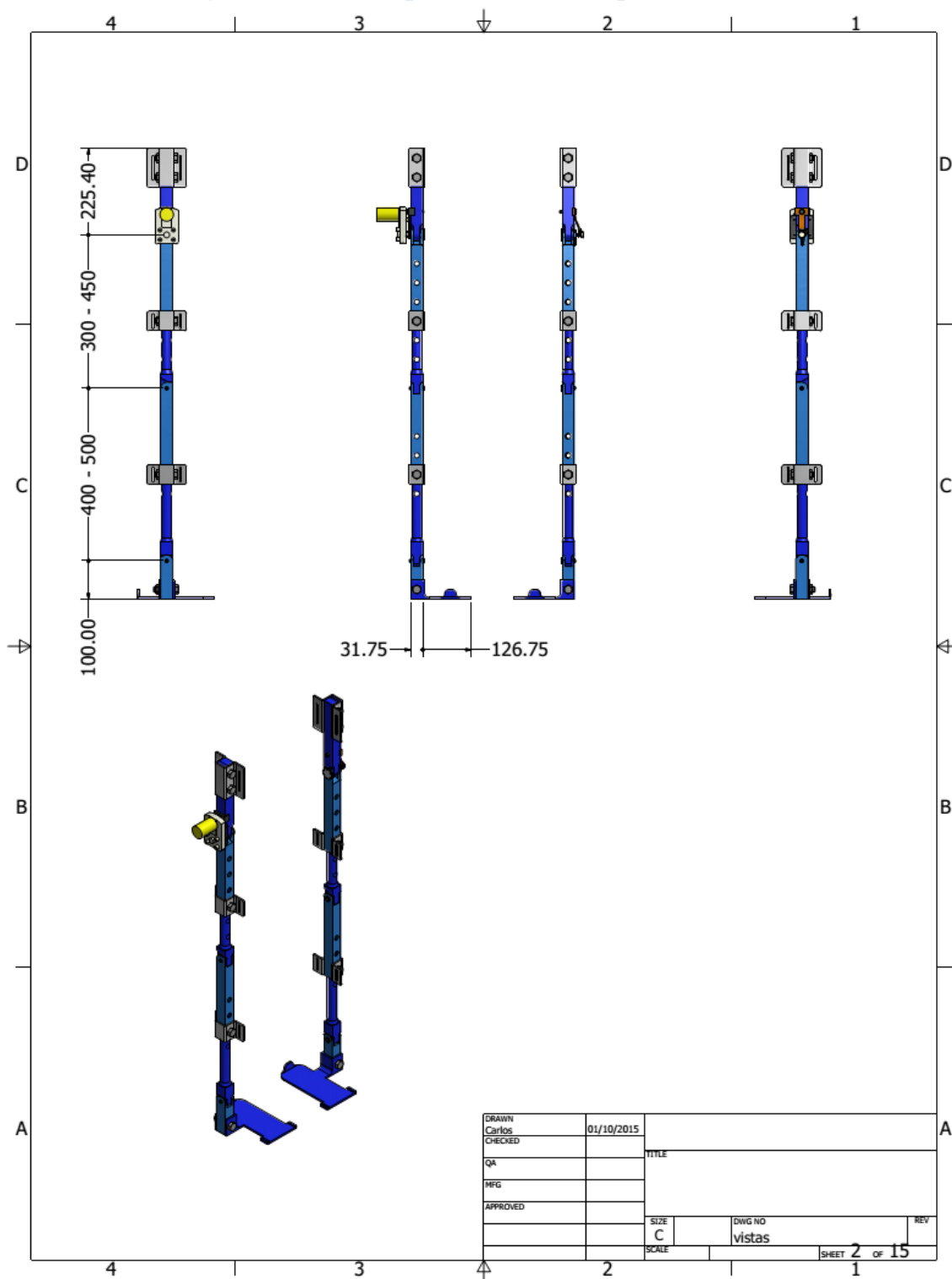


Figura E - 1. Vistas y dimensiones generales del exoesqueleto. Unidades en mm.

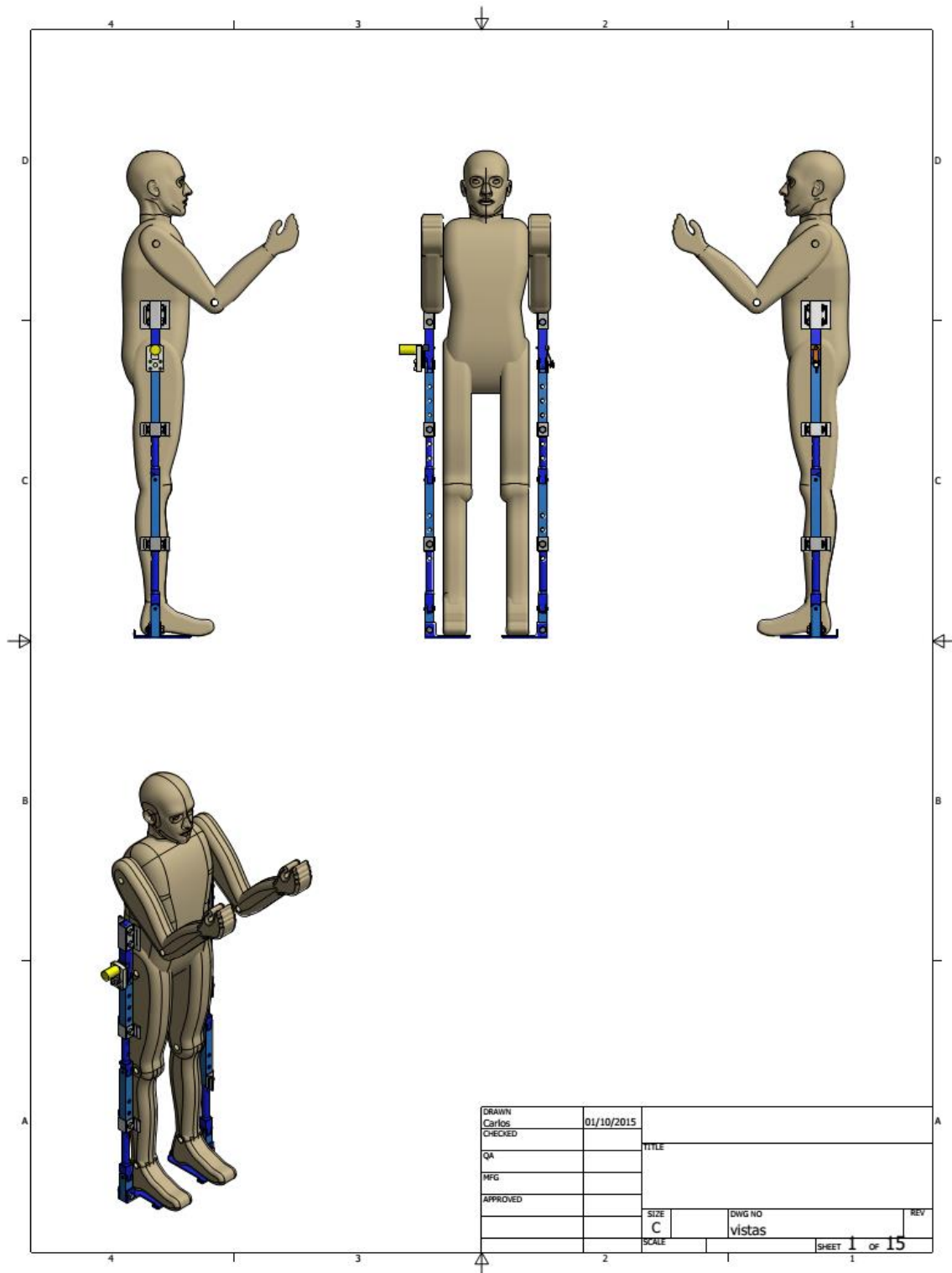


Figura E - 2. Vistas generales del exoesqueleto con usuario en modelo virtual.

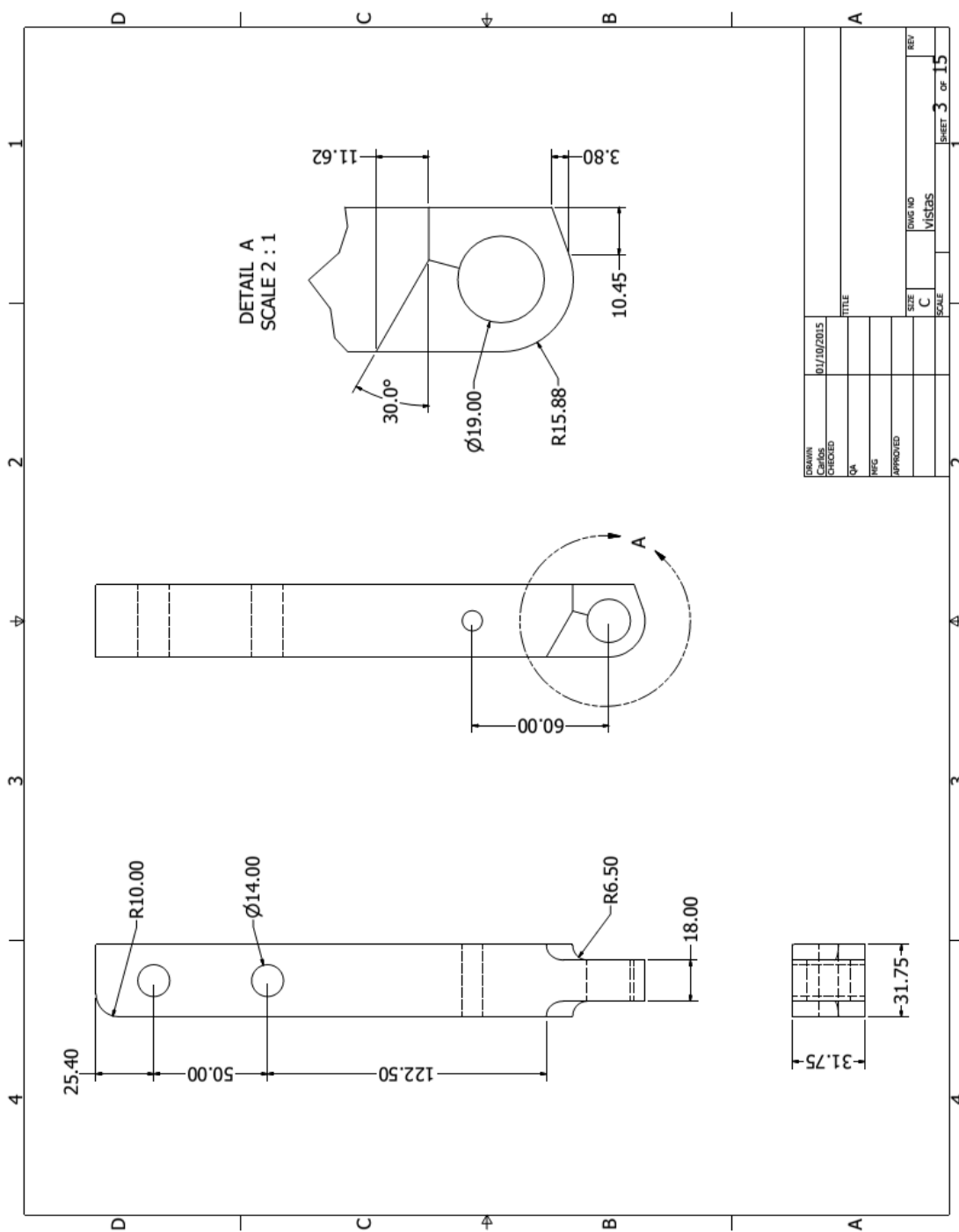


Figura E - 3. Dibujo a detalle del eslabón correspondiente a la cintura. Unidades en mm.

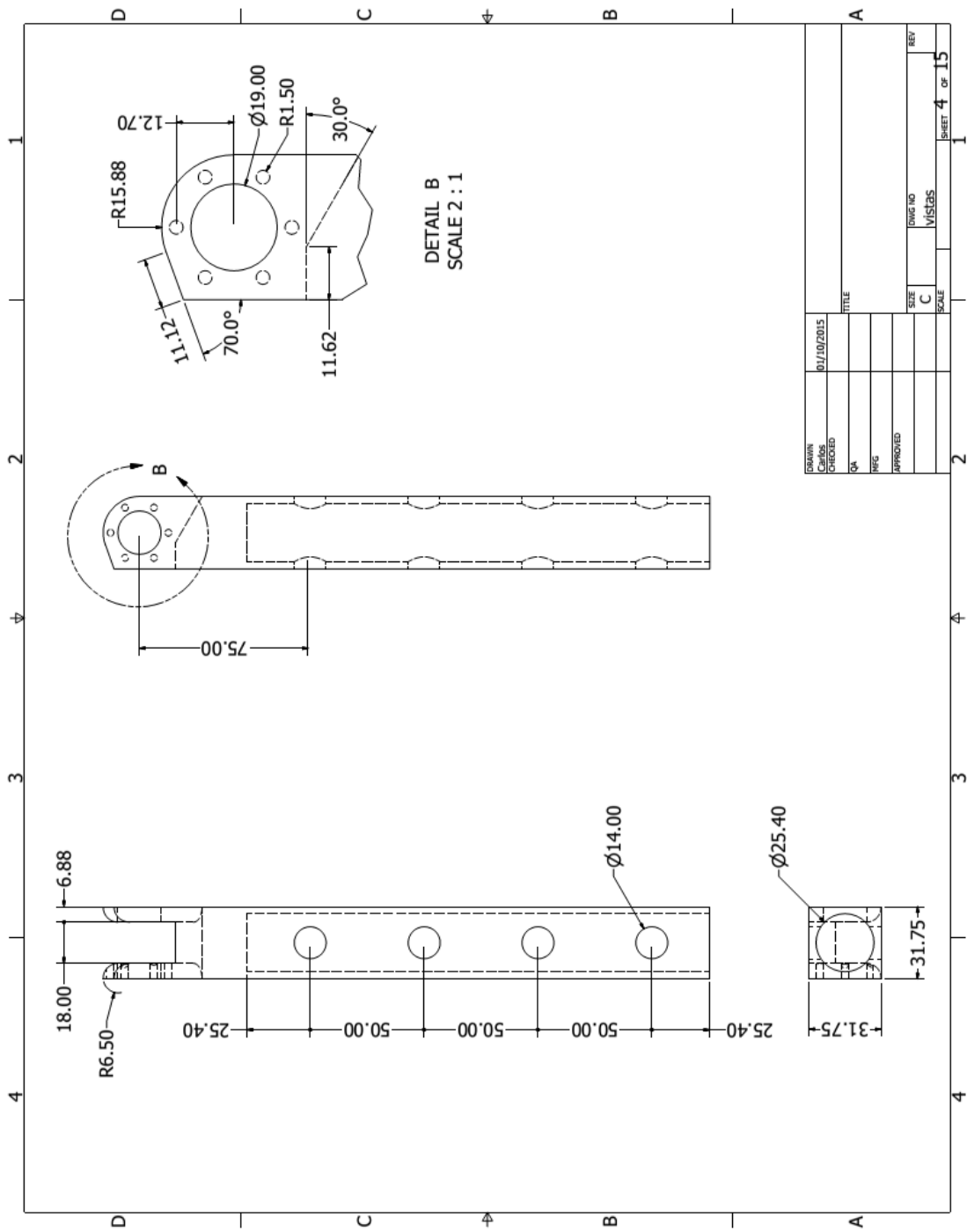


Figura E - 4. Dibujo a detalle del eslabón correspondiente al muslo en su segmento "hembra". Unidades en mm.

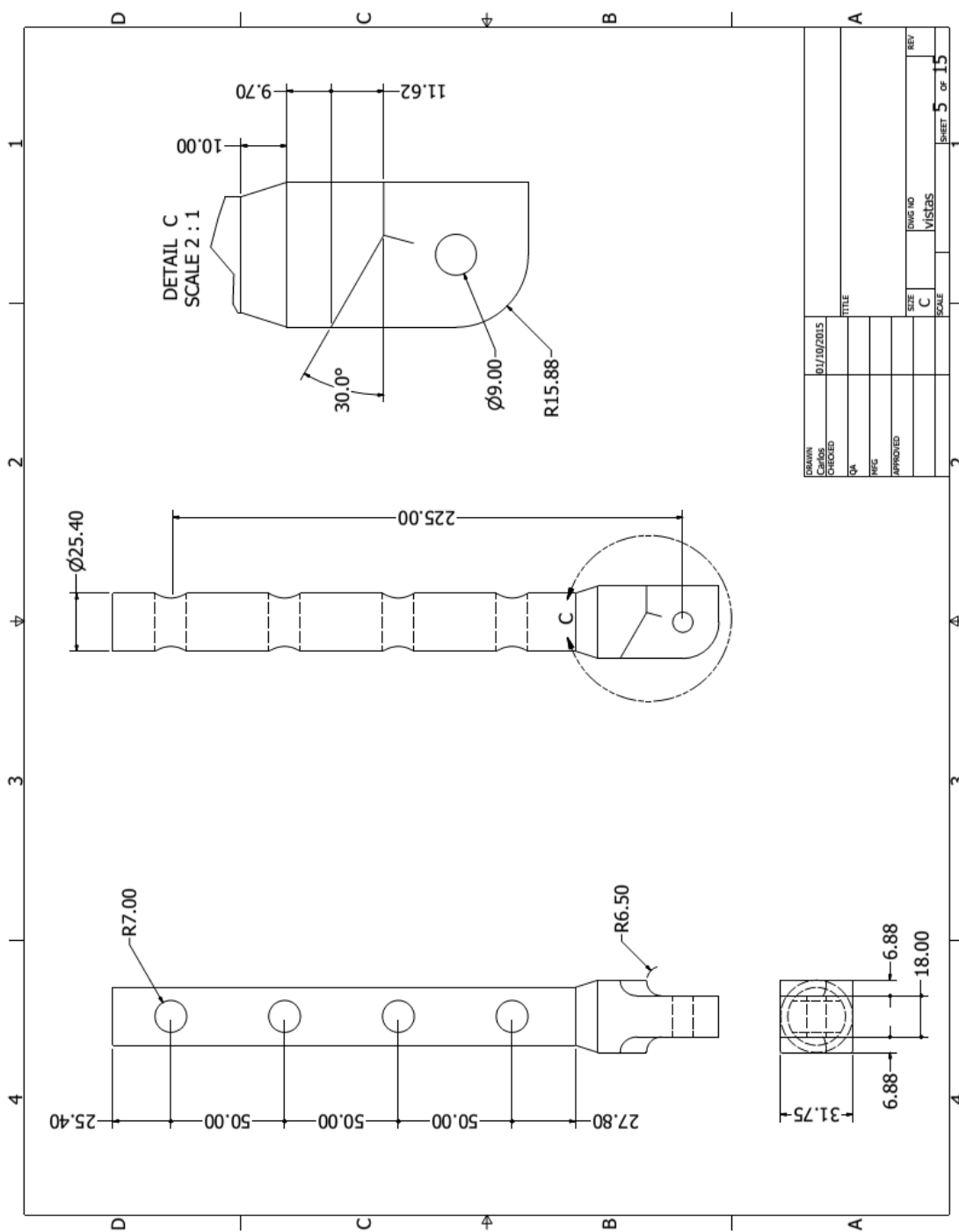


Figura E - 5. Dibujo a detalle del eslabón correspondiente al muslo en su segmento "macho". Unidades en mm.

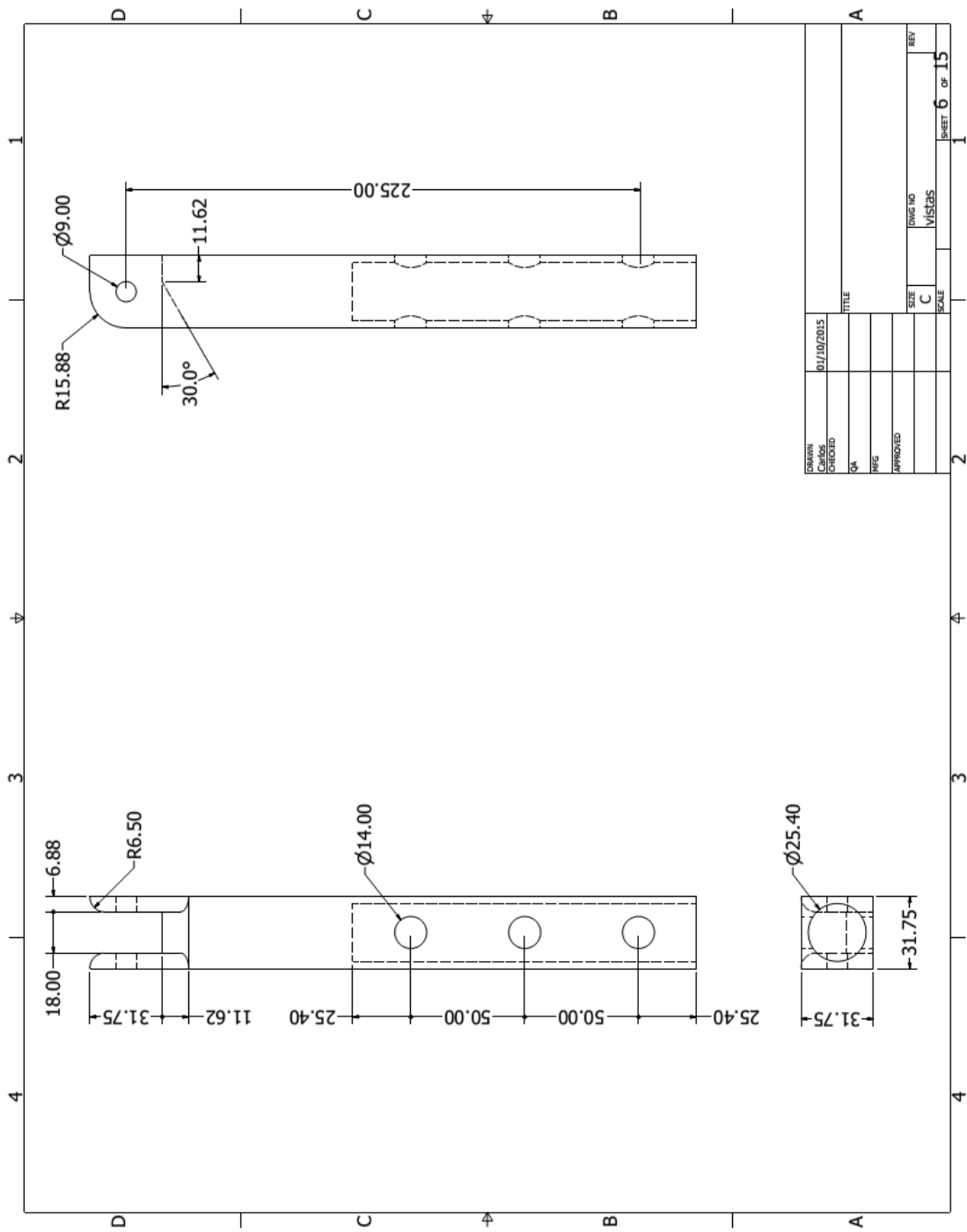


Figura E - 6. Dibujo a detalle del eslabón correspondiente a la espinilla en su segmento "hembra". Unidades en mm.

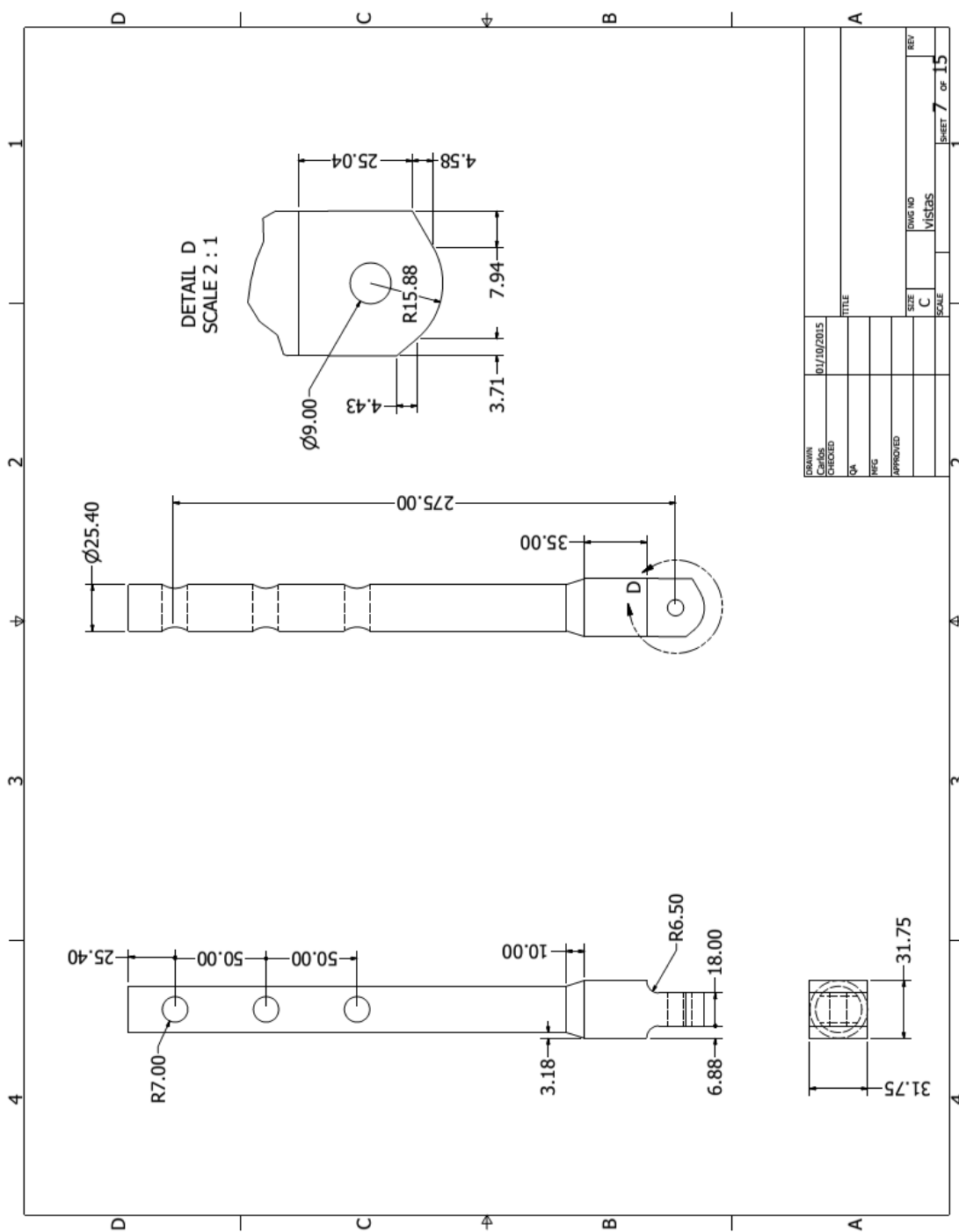
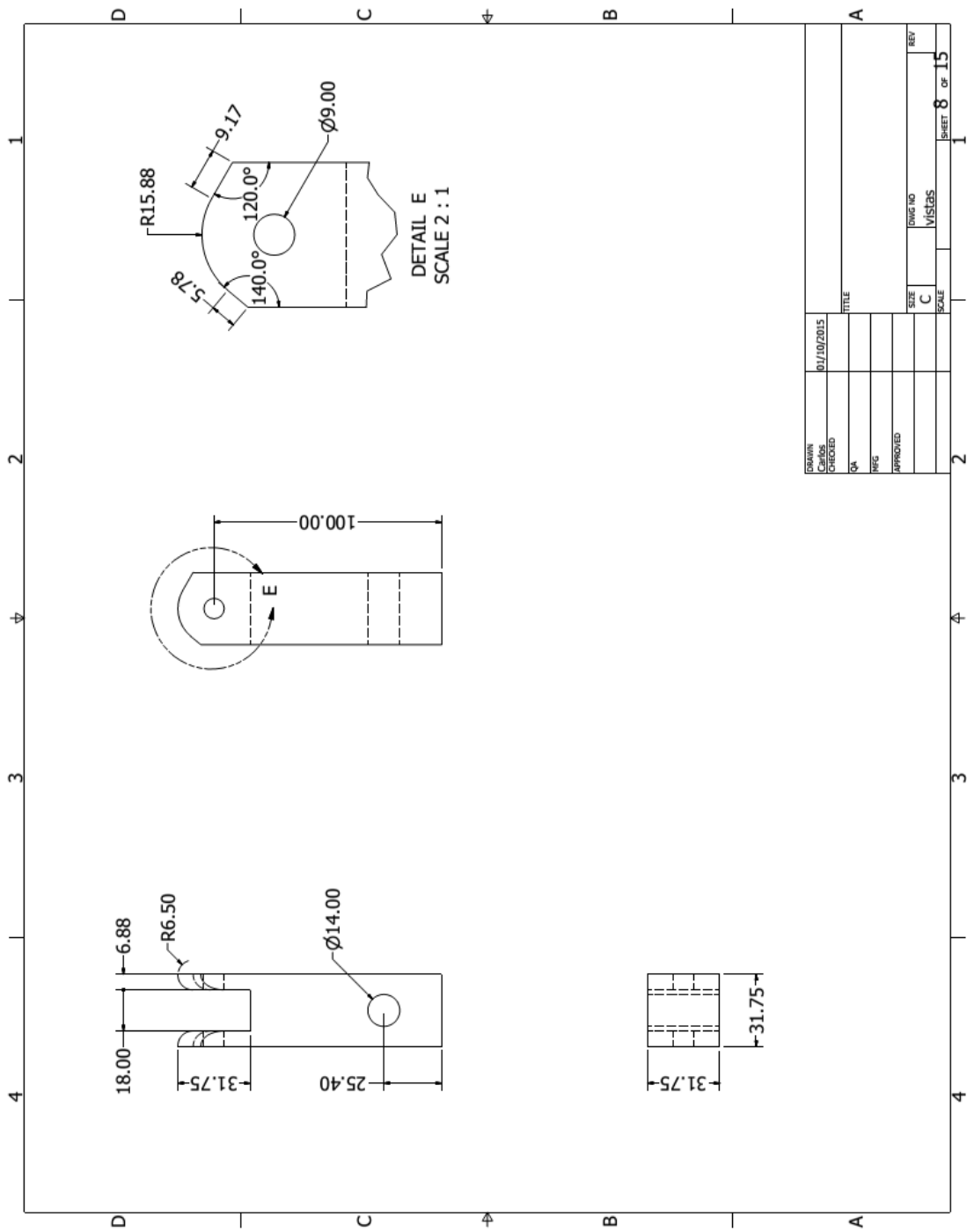


Figura E - 7. Dibujo a detalle del eslabón correspondiente a la espina en su segmento "macho". Unidades en mm.



DESIGN	01/10/2015	TITLE	
CHECKED		DATE	
QA		REV	
HEG		SIZE	C
APPROVED		DWG NO	VISTAS
		SCALE	8 OF 15
			SHEET

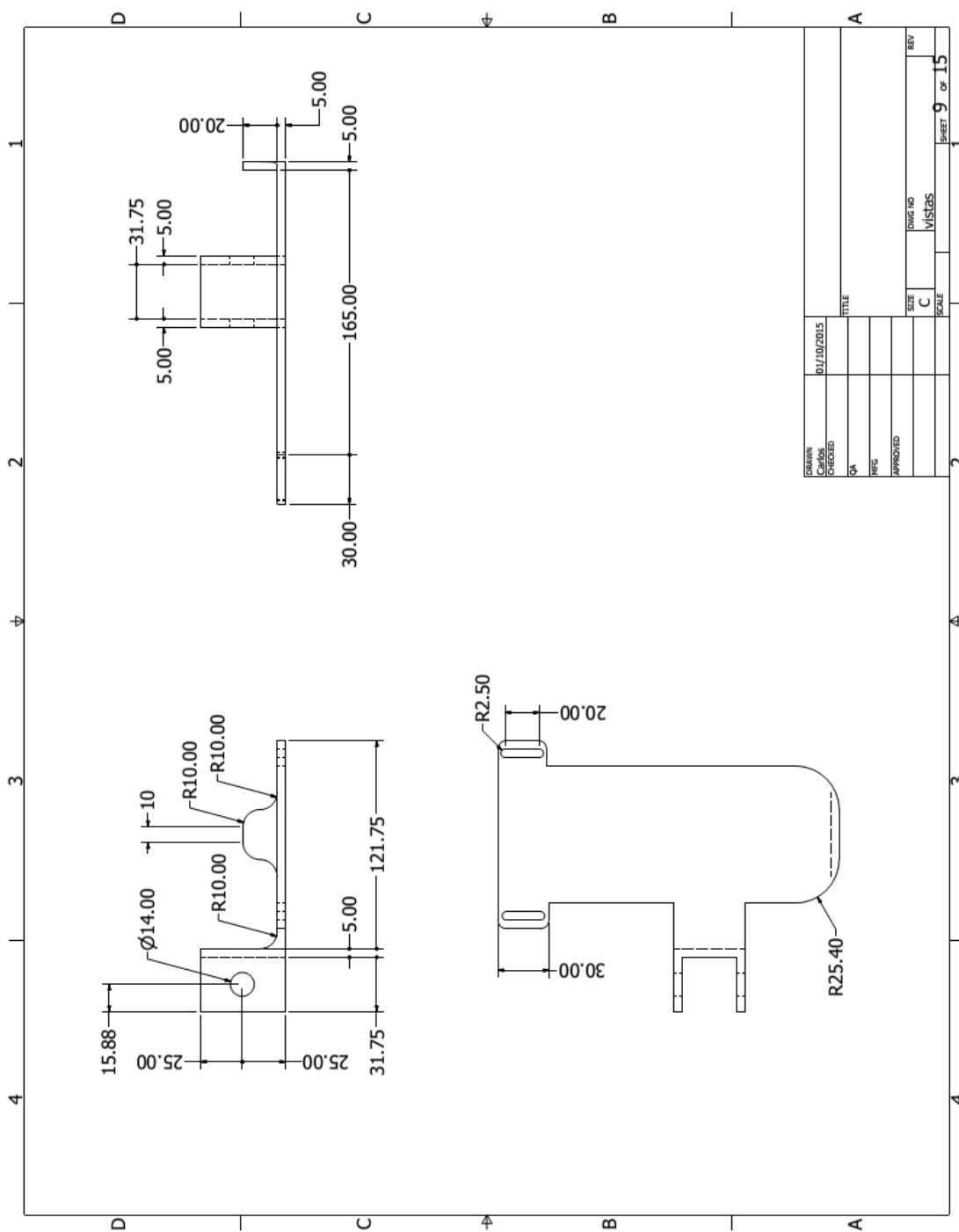


Figura E - 9. Dibujo a detalle del eslabón correspondiente a la plataforma del pie. Unidades en mm.

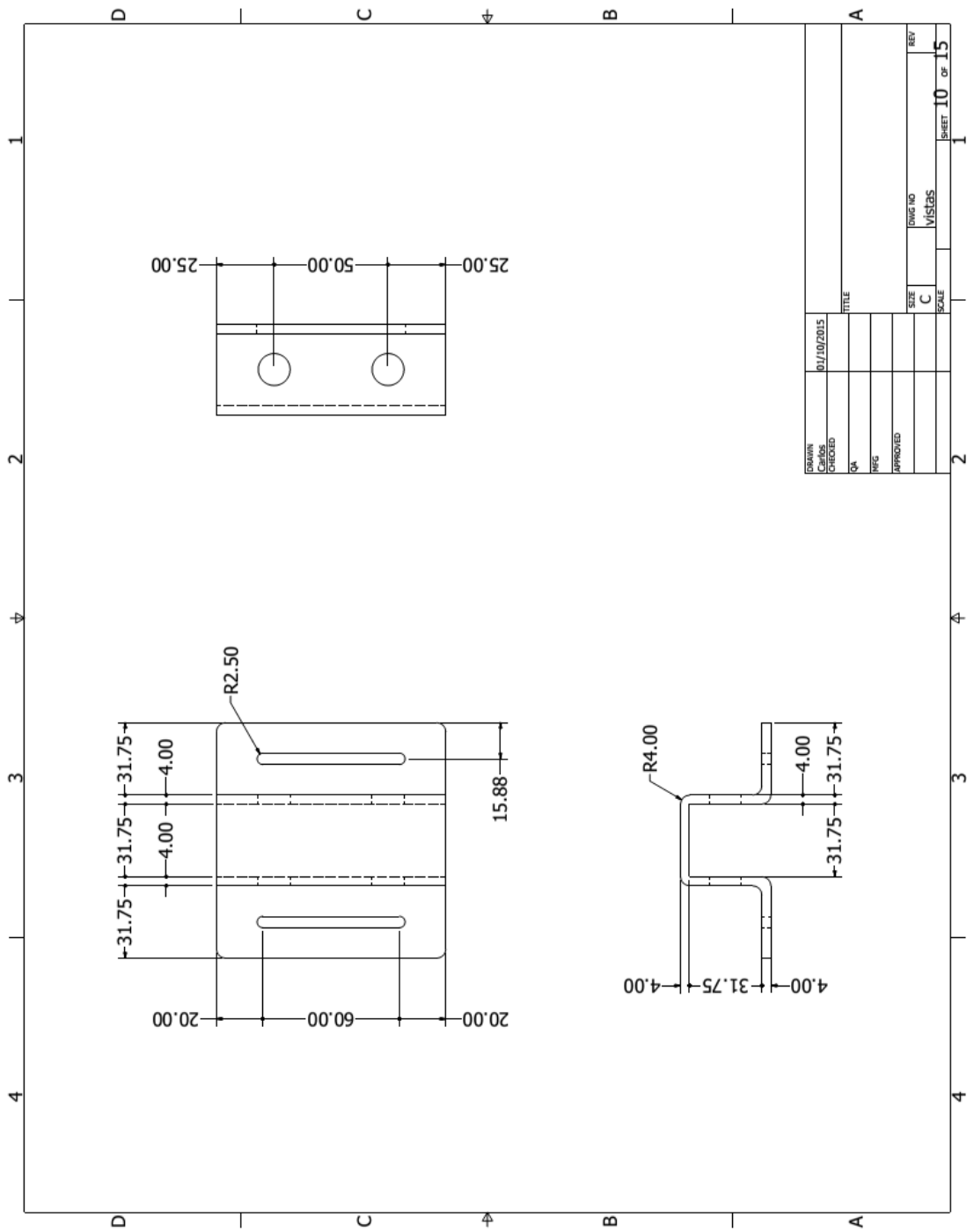


Figura E - 10. Dibujo a detalle de la hebilla que lleva las correas que sujetan al usuario en el eslabón de la cintura.
Unidades en mm.

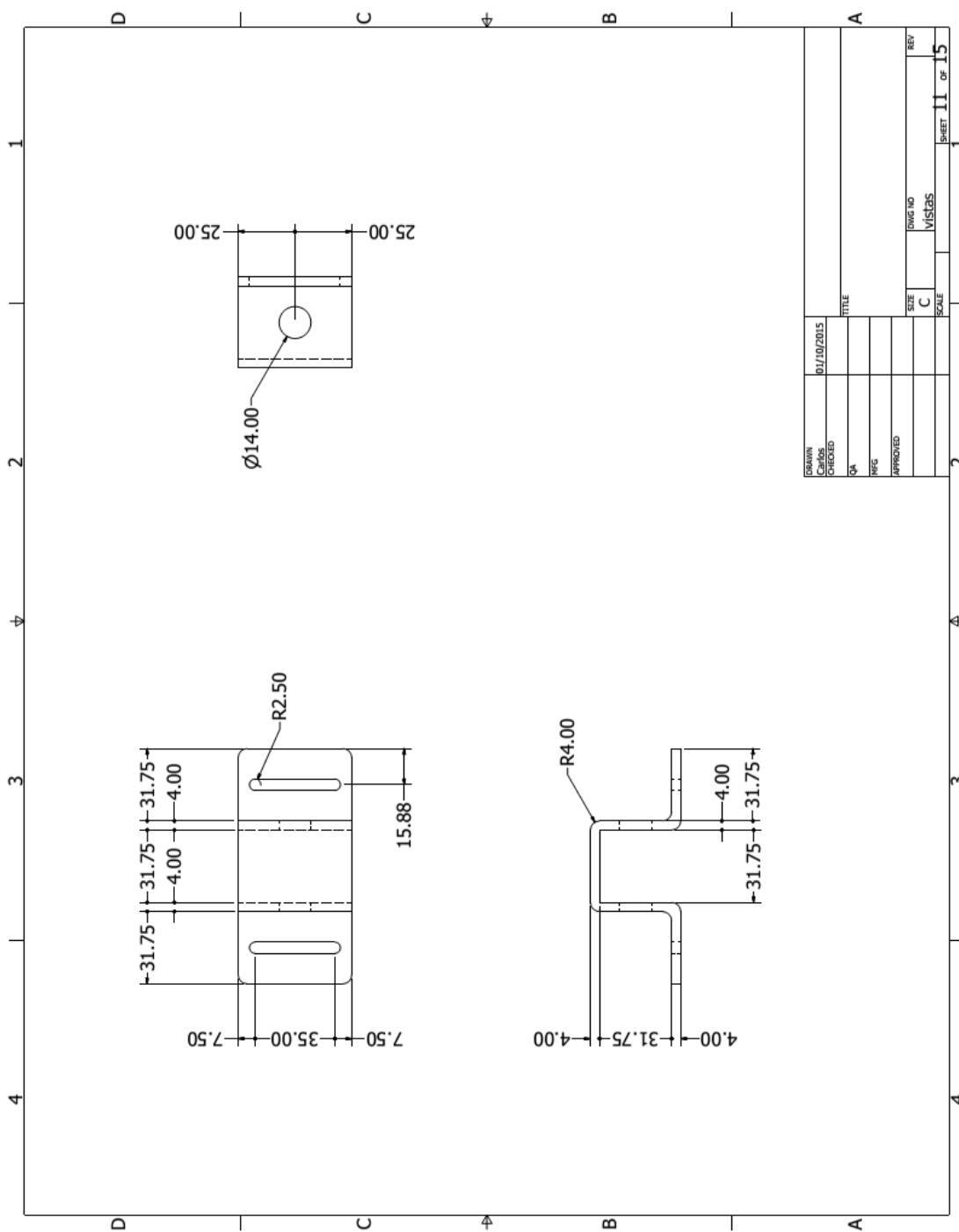
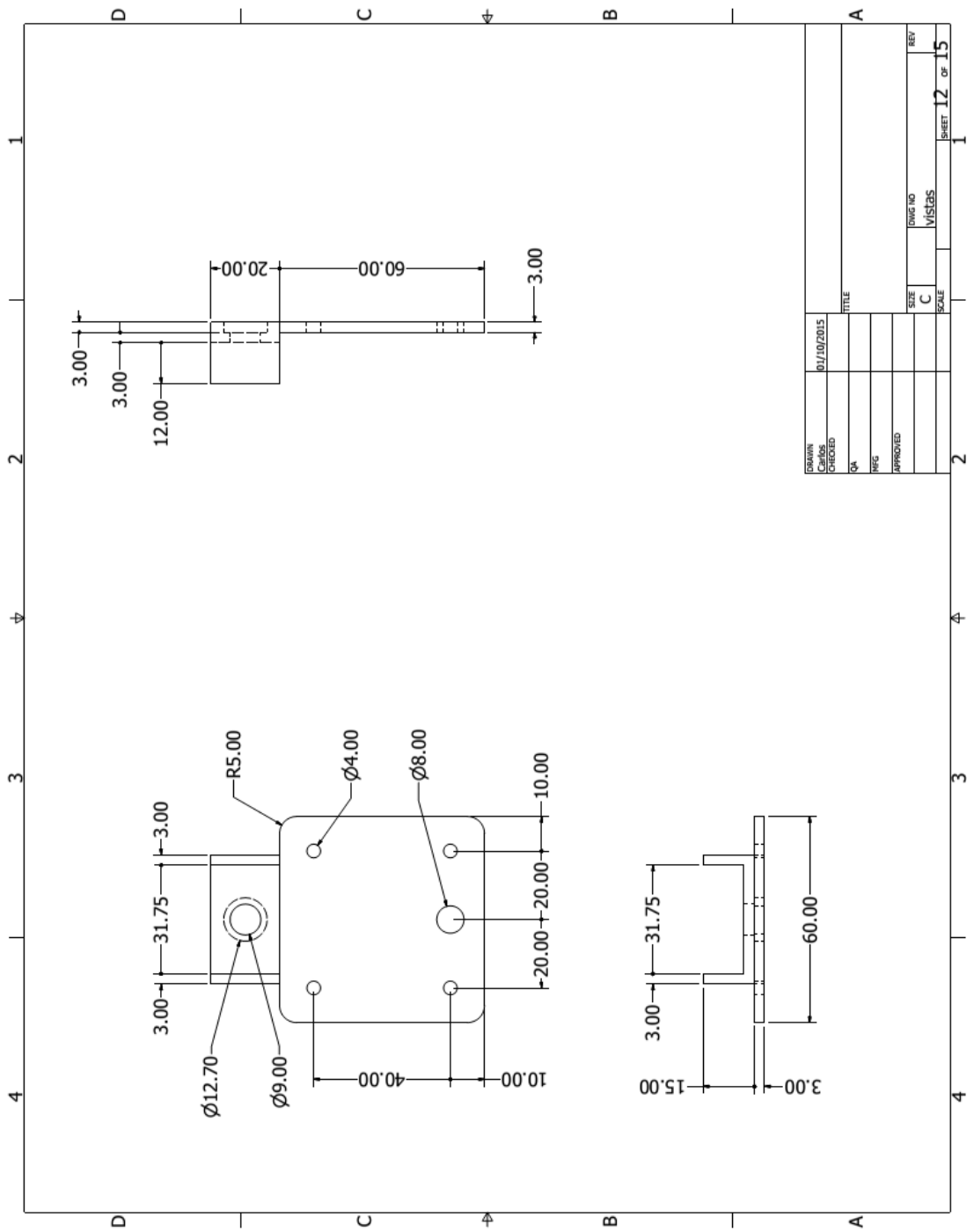


Figura E - 11. Dibujo a detalle de la hebilla que lleva las correas que sujetan al usuario en los eslabones de muslo y espinilla. Unidades en mm.



DATE	01/10/2015	TITLE	
DESIGNER		SCALE	C
CHECKED		SIZE	C
QA		DWG NO	VISTAS
REQ		REV	12 OF 15
APPROVED		SHEET	1

Figura E - 12. Dibujo a detalle de la montura del motor. Unidades en mm.

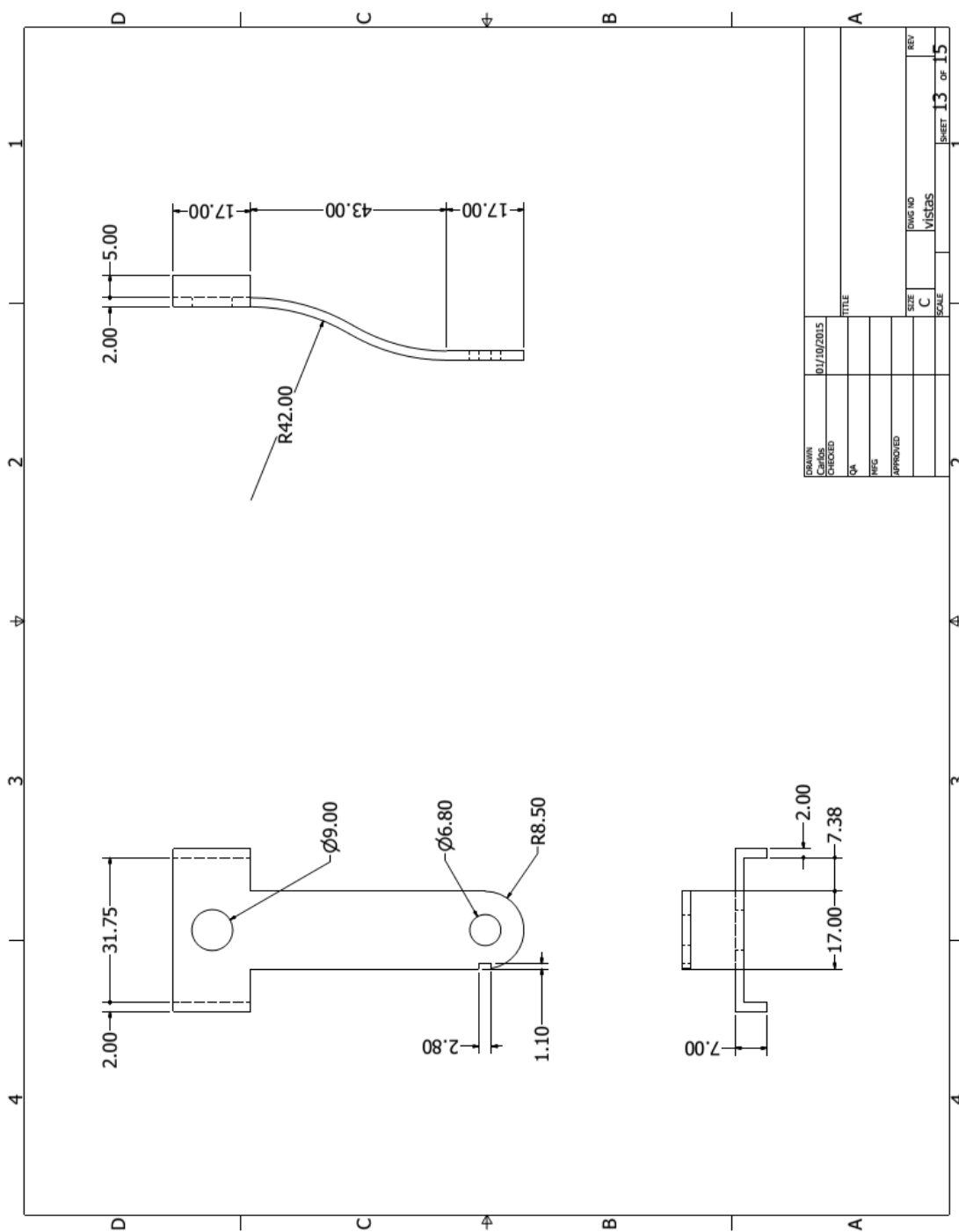


Figura E - 13. Dibujo a detalle de la montura del potenciómetro. Unidades en mm.

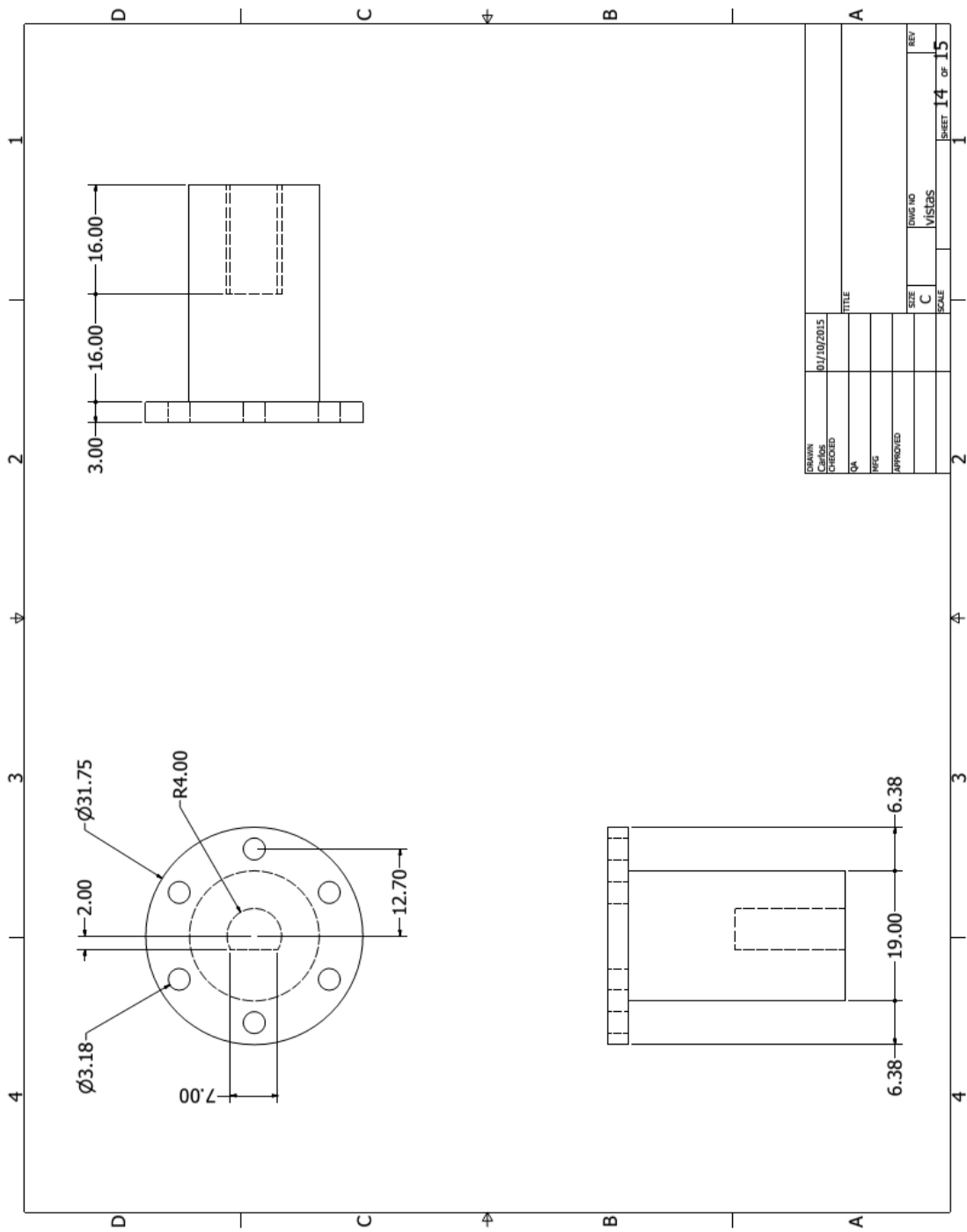


Figura E - 14. Dibujo a detalle del pasador para el acoplamiento del motor. Unidades en mm.

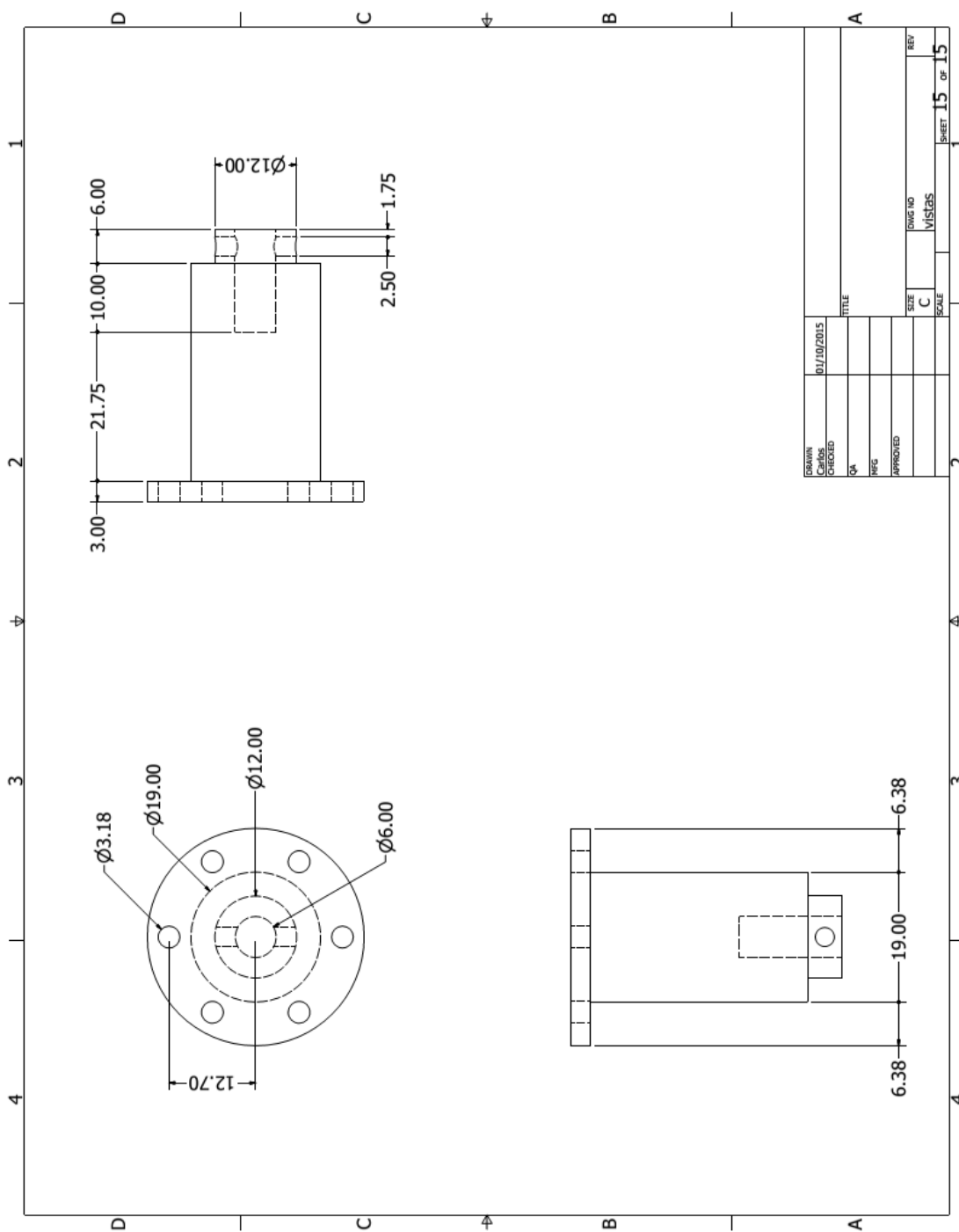


Figura E - 15. Dibujo a detalle del pasador para el acoplamiento del potenciómetro. Unidades en mm.

Anexo F. Especificaciones del electromiógrafo DELSYS Bagnoli-8

En la Figura F - 1 se presentan detalles generales de cada componente del electromiógrafo utilizado de acuerdo al manual de usuario proporcionado por el fabricante [113].

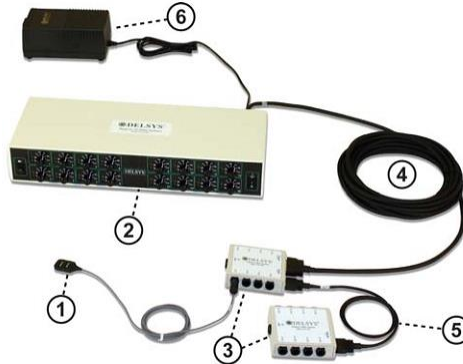


Figura F - 1. Electromiógrafo Bagnoli: (1) Electrodo de superficie, (2) unidad amplificadora, (3) módulo de entrada, (4) cable de entrada, (5) Cable intermodular, (6) Fuente de alimentación. El cable intermodular no forma parte del modelo de electromiógrafo utilizado para este trabajo.

- *Unidad amplificadora*

En esta unidad se da el acondicionamiento y manejo de las señales detectadas en los 8 canales disponibles como entradas del electromiógrafo utilizado para el desarrollo de este trabajo. Se puede elegir para cada canal un factor de ganancia de 100, 1000 o 10000. La unidad amplificadora filtra las señales en un ancho de banda de entre 20 y 450 Hz.

- *Electrodos diferenciales de superficie*

Los electrodos diferenciales de superficie utilizados son como el que se muestra en la Figura F - 2. Estos electrodos extraen los potenciales mioeléctricos detectados en dos puntos distintos de la superficie de la piel sobre un músculo activo. Los potenciales mioeléctricos se miden con respecto al potencial eléctrico de un sitio neutro localizado lejos del origen de la señal mioeléctrica.

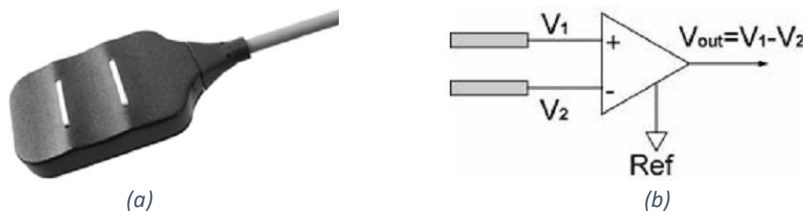


Figura F - 2. Electrodo diferencial de superficie para la captación de señales mioeléctricas. (a) Aspecto físico del electrodo. (b) La señal mioeléctrica superficial es el resultado de la diferencia de potencial entre V_1 y V_2 en la superficie de la piel.

La cubierta del sensor está sellada y fabricada de policarbonato. El electrodo cuenta con protección interna para rechazar ruido eléctrico del ambiente. Los contactos del sensor están hechos de barras de plata pura al 99.9% y tienen 10 mm de longitud, 1 mm de diámetro y están espaciadas 10 mm entre ellas. La geometría del electrodo se muestra en la Figura F - 3.

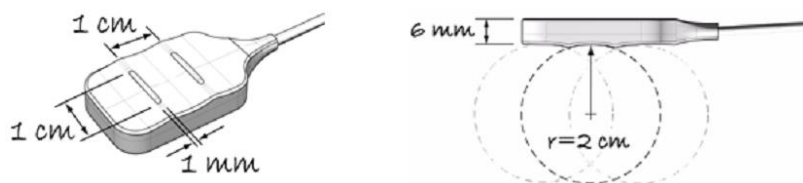


Figura F - 3. Geometría del sensor mioeléctrico. Gráfico extraído de [113].

- *Módulo de entrada*

Presentado en la Figura F - 4, el módulo de entrada recibe la señal mioeléctrica de los electrodos y la envía hacia la unidad amplificadora a través del cable de entrada. El módulo de entrada cuenta con hasta 8 entradas de señal proveniente de los electrodos y un puerto para la conexión del electrodo de referencia.



Figura F - 4. Módulo de entrada para la interconexión de los electrodos con la unidad amplificadora.

- *Cable de entrada*

El cable de entrada conecta el módulo de entrada con la unidad amplificadora principal. Transmite señales de los sensores a la unidad amplificadora principal. El cable se muestra en la Figura F - 5.



Figura F - 5. Cable de entrada. Su conexión se realiza entre el módulo de entrada y la unidad amplificadora.

- *Fuente de alimentación*

La unidad amplificadora se alimenta de energía a través de la fuente de alimentación de grado médico como la mostrada en la Figura F - 6.



Figura F - 6. Fuente de alimentación del electromiógrafo.

La Tabla F - 1 presenta características mecánicas y eléctricas del electromiógrafo de escritorio modelo Bagnoli-8.

Tabla F - 1. Características mecánicas y eléctricas del electromiógrafo DELSYS Bagnoli-8

MECÁNICO		Bagnoli-8
Amplificador principal		
Dimensiones	205 x 108 x 57 mm	
Masa	0.8 kg	
Material de la caja	FR-ABS Plástico	
Rango de temperaturas	0-40°C	
Módulo de entrada de sensor		
Dimensiones	89 x 83 x 32 mm	
Masa	100 g	
Material de la caja	FR-ABS Plástico	
Número de entradas	8 EMG/Auxiliar	
Cable		
Longitud	7.5 m (hasta 15 m)	
Diámetro	4 mm	
Material de la camisa	PVC	
ELÉCTRICO		
Amplificación global	100, 1000, 10000, personalizada $\pm 1\%$	
Ancho de banda global	20-450 Hz, personalizada $\pm 10\%$	
Ruido global	$\leq 1.2\mu V$ (RMS, R.T.I)	
Consumo energético	4.2 W (típico)	
Corriente de fuga	$< 100\mu A$	
Aislamiento de voltaje	6000 VDC, 4200 VAC (RMS)	
Margen de error de línea	50, 60 Hz	
Umbral de error de saturación	$\pm 4.8V$ (salida)	
Conformidad de dispositivo médico	IEC 601-1, CE mark, holgura 510K	
Clasificación	Clase I (93/42/EEC), tipo BF	

La Tabla F - 2 presenta las características de los sensores diferenciales de superficie utilizadas en el electromiógrafo de escritorio modelo Bagnoli-8.

Tabla F - 2. Características de los electrodos de superficie del electromiógrafo DELSYS Bagnoli-8

Característica	Descripción
Tipo	Diferencial simple
Contactos	2 barras de plata de 10mm x 1mm
Espacio entre contactos	10mm
Dimensiones	41mm x 20mm x 5mm
Área de detección	10mm ²
Rango de temperatura	0 - 40°
Pre-amplificación	10
Ancho de banda	700 kHz
Alimentación	±6V @ 2.3mA
Longitud del cable	1.67m
Potencia consumida	20mW

Anexo G. Características de la tarjeta de adquisición de datos National Instruments PCI-6034E

Serie E de National Instruments

- 16 entradas analógicas con hasta 200 000 *muestras/s*, resolución de 12 o 16 bit.
- Hasta 2 salidas analógicas a 10 000 *muestras/s*, resolución de 12 o 16 bit.
- Activación digital
- 4 rangos de entrada analógica de señal
- Controlador NI-DAQ para configuración y mediciones

Tabla G - 1. Especificaciones de la tarjeta de adquisición de datos National Instruments PCI-6034E.

NI 6034-E	
Bus	PCI
Entradas analógicas	16 SE / 8 DI
Resolución de entrada	16 bits
Tasa de muestreo máxima	200 000 muestras/s
Rango de entrada	± 0.05 a $\pm 10V$
Salidas analógicas	0
I/O digital	8
Counter/Timers	2, 24 bit
Disparadores	Digital
Sensibilidad de la medición (<i>mV</i>) ¹	0.0036
Acoplamiento de entrada	CD
Protección de sobre voltaje	$\pm 25V$ encendida $\pm 15V$ apagada

¹ Cambio de voltaje más pequeño detectable en la señal de entrada en el rango de entrada más pequeño.

Anexo H. Características de la tarjeta de adquisición de datos Advantech PCI-1716

La tarjeta PCI-1716 es una tarjeta multifunción de alta resolución. Se caracteriza por un convertidor A/D de 16 bit y una capacidad de muestreo de hasta 250 000 muestras por segundo.

- *Especificaciones*

Entrada analógica

Canales	16 de composición única / 8 diferenciales (programable por software)
Resolución	16 bits
Tasa de muestreo máxima	250 kS/s
Tamaño FIFO	1 024 muestras
Protección de sobre voltaje	30 V
Impedancia de entrada	100 MW/10 pf (apagado), 100 MW/100 pF (encendido)
Modos de muestreo	Software, marcapasos programable interno y externo
Rango de entrada	(V, programable por software)

Unipolar	N/A	0~10	0~5	0~2.5	0~1.25
Bipolar	± 10	± 5	± 2.5	± 1.25	± 0.625
Precisión (% de FSR ± 1 LSB)	0.15	0.03	0.03	0.05	0.1

Salida analógica

Canales	2
Resolución	16 bits
Tasa de salida	Actualización estática
Rango de salida	(V, programable por software)

Referencia interna	Unipolar	0~5, 0~10
	Bipolar	± 5 , ± 10
Referencia externa	$0 \sim +x V @ +x V (-10 \leq x \leq 10)$ $-x \sim x V @ +x V (-10 \leq x \leq 10)$	

Velocidad de subida	20 V/ μ s
Capacidad de conducción	20 mA
Impedancia de salida	0.1 Ω máx.
Modo de operación	Sondeo de software
Precisión	INLE: ± 1 LSB

Entrada digital

Canales	16
Compatibilidad	5 V / TTL
Voltaje de entrada	Lógico 0: 0.8 V máx. Lógico 1: 2.0 V máx.

<u>Salida digital</u>	
Canales	16
Compatibilidad	5 V / TTL
Voltaje de salida	Lógico 0: 0.4 V máx. Lógico 1: 2.4 V máx.
Capacidad de salida	Sink: 0.8 mA @ 0.8 V Source: -2.4 mA @ 2.0 V

<u>Marcapasos / Contador</u>	
Canales	1
Resolución	16 bits
Compatibilidad	5 V / TTL
Máxima entrada de frecuencia	1 MHz
Reloj de referencia	Interna: 10 MHz Frecuencia de reloj externa: 10 MHz. máx.

<u>General</u>	
Tipo de bus	PCI V2.2
Conector I/O	1x68 – pines SCSI conectores hembra
Dimensiones	175 x 100 mm
Consumo de energía	Típica: +5V @ 850 mA, +12V @ 600 mA Máxima: +5V @ 1A, +12V @ 700 mA
Temperatura de operación	0 ~ 70° C
Temperatura de almacenamiento	-20 ~ 85° C
Humedad de operación	5 ~ 85% humedad relativa sin condensar
Humedad de almacenamiento	5 ~ 95% humedad relativa sin condensar

- Asignación de pines para la tarjeta Advantech PCI-1716 en el conector HD68

				<i>Nombre de la señal</i>	<i>Referencia</i>	<i>Dirección</i>	<i>Descripción</i>
AI0	68	34	AI1	$AI < 0 \dots 15 >$	AIGND	Entrada	Canales de entrada analógica desde 0 hasta 15. Cada canal en número par, $AI < i, i + 1 >$ ($i = 0, 2, 4, \dots, 14$) puede ser configurado como dos entradas de terminación única o una entrada diferencial.
AI2	67	33	AI3				AIGND
AI4	66	32	AI5	A00_REF A01_REF	AOGND	Entrada	Canal de salida analógica 0/1. Referencia externa.
AI6	65	31	AI7	A00_OUT A01_OUT	AOGND	Salida	Canales de salida analógica 0/1.
AI8	64	30	AI9	AOGND	—	—	Tierra de salida analógica. Los voltajes analógicos de salida están referenciados a estos nodos.
AI10	63	29	AI11	$DI < 0 \dots 15 >$	DGND	Entrada	Canales de entrada digital
AI12	62	28	AI13	$DO < 0 \dots 15 >$	DGND	Salida	Canales de salida digital
AI14	61	27	AI15	DGND	—	—	Tierra digital. Este pin proporciona la referencia para los canales digitales en el conector de entrada/salida así como el suministro de +5V CD.
AIGND	60	26	AIGND	CNT0_CLK	DGND	Entrada	Contador de reloj 0 de entrada. La entrada de reloj puede ser tanto externa (hasta 10 MHz) o interna (1 MHz), como definida por software.
AO0_REF	59	25	AO1_REF	CNT0_OUT	DGND	Salida	Salida del contador 0.
AO0_OUT	58	24	AO1_OUT	CNT0_GATE	DGND	Entrada	Puerta de control del contador 0.
AOGND	57	23	AOGND	PACER_OUT	DGND	Salida	Salida del reloj marcapasos. Este pin pulsa una vez por cada reloj de marcapasos cuando se enciende. Si la conversión A/D está en modo de disparo, el usuario puede utilizar esta señal como una señal síncrona para otras aplicaciones.
DI0	56	22	DI1	TRG_GATE	DGND	Entrada	Puerta externa de disparo A/D. cuando se conecta TRG_GATE a +5V, se activa la señal de gatillo de forma externa a la entrada. Cuando TRG_GATE se conecta a DGND, se desactiva la señal de gatillo de forma externa a la entrada.
DI2	55	21	DI3	EXT_TRG	DGND	Salida	Gatillo externo A/D. este pin es el gatillo externo para la señal de entrada para la conversión A/D.
DI4	54	20	DI5	+12V	DGND	Salida	Fuente de +12 VCD
DI6	53	19	DI7	+5V	DGND	Salida	Fuente de +5 VCD
DI8	52	18	DI9				
DI10	51	17	DI11				
DI12	50	16	DI13				
DI14	49	15	DI15				
DGND	48	14	DGND				
DO0	47	13	DO1				
DO2	46	12	DO3				
DO4	45	11	DO5				
DO6	44	10	DO7				
DO8	43	9	DO9				
DO10	42	8	DO11				
DO12	41	7	DO13				
DO14	40	6	DO15				
DGND	39	5	DGND				
CNT0_CLK	38	4	PACER_OUT				
CNT0_OUT	37	3	TRG_GATE				
CNT0_GATE	36	2	EXT_TRG				
+12V	35	1	+5V				

*Los pines 23 – 25 y 57 – 59 no están definidos para el modelo PCI – 1716L.

Anexo I. Programa en Matlab para el acondicionamiento de la señal mioeléctrica bruta: Obtención del valor de MCIV

El programa presentado en este anexo utiliza la señal mioeléctrica adquirida y almacenada en archivos de datos con formato. Se procesa la señal eliminando el offset y se realiza la operación de rectificado. El programa obtiene los picos máximos a lo largo de todos los bloques de prueba de máxima contracción isométrica voluntaria (MCIV).

```
clear all
close all
clc
load datos_adquiridos.mat %Se cargan los datos obtenidos en la adquisición

%La condición durante esta prueba es que los músculos se mantengan sin
%actividad cuando menos en los primeros 2s de adquisición

datos_1=MCI_Flex_1; %Se cargan todas las pruebas
datos_2=MCI_Flex_2;
datos_3=MCI_Flex_3;
datos_4=MCI_Flex_4;
datos_5=MCI_Flex_5;
datos_6=MCI_Flex_6;
datos={datos_1, datos_2, datos_3, datos_4, datos_5, datos_6};
N=15000; %tiempo total a estudiar de la señal adquirida en ms

for it = 1:length(datos)
    IT=datos{it};
    off1=(mean(IT(1:2000,2))); %offset de CH1 semitendinoso
    off2=(mean(IT(1:2000,3))); %offset de CH2 recto femoral

    tiempo=IT(1:N,1);
    for i=1:N;
        CH1(i,1)=IT(i,2)-off1; %señales con offset corregido
        CH2(i,1)=IT(i,3)-off2;
    End

    figure('Name','Señales del conjunto de datos','NumberTitle','on')
    subplot(2,4,1),plot(tiempo,CH1,'g')
    xlabel('Tiempo (s)'), ylabel('mV x10-3'), grid on
    legend('CH1 Semitendinoso'), title('Semitendinoso')

    subplot(2,4,2),plot(tiempo,CH2,'m')
    xlabel('Tiempo (s)'), ylabel('mV x10-3'), grid on
    legend('CH2 Rectus femoris'), title('Rectus femoris')

    subplot(2,4,3:4),plot(tiempo,CH1,'g',tiempo,CH2,'m')
    xlabel('Tiempo (s)'), ylabel('mV x10-3'), grid on
    legend('CH1 Semitendinoso','CH2 Rectus femoris')

    %RMS% Rectificado completo de onda de la señal bruta
    h=1;
    inc=100; %ventana de tiempo para el cálculo del RMS%
```

```

    for i=1:inc:N;
        if i>=N-inc;
            break
        else
            rmsCH1(h,1)=rms(CH1(i:i+inc-1,1));
            rmsCH2(h,1)=rms(CH2(i:i+inc-1,1));
            h=h+1;
        end
    end
    tx=linspace(0,IT(N,1),length(rmsCH1));

    subplot(2,4,5:6),plot(tx,rmsCH1,'g','LineWidth',3)
    xlabel('Tiempo (s)'), ylabel('mV x10-3'), grid on
    legend('CH1 Semitendinoso'), title('Valores RMS de semitendinoso')

    subplot(2,4,7:8),plot(tx,rmsCH2,'m','LineWidth',3)
    xlabel('Tiempo (s)'), ylabel('mV x10-3'), grid on
    legend('CH2 Rectus Femoris'), title('Valores RMS de rectus femoris')

    Canal={'CH1';'CH2'};
    Picos(1,it)=max(rmsCH1);
    Picos(2,it)=max(rmsCH2);
end

fprintf('Valores pico para las %i muestras de datos en CH1 y CH2', it)
MaxCH1=max(Picos(1,:)) %pico máximo CH1
MaxCH2=max(Picos(2,:)) %pico máximo CH2

```

Los gráficos obtenidos al correr este código para las pruebas de MCIV en flexión y extensión para los sujetos de prueba A y B se presentan en el Anexo J.

Anexo J. Gráficos de MCIV en flexión y extensión en los sujetos de prueba

En este anexo se presentan los gráficos obtenidos a partir del programa presentado en el Anexo I. La descripción de las pruebas y el sistema de adquisición y acondicionamiento se presentaron en la sección 3.2.4. En las pruebas realizadas para la obtención de las señales de la MCIV, se pidió al sujeto de prueba mantener el reposo durante los 2 primeros segundos de adquisición y posteriormente realizar una contracción isométrica en el músculo correspondiente a cada prueba por un tiempo de entre 4 y 5 segundos. Las gráficas presentadas en este anexo presentan la señal bruta en la parte superior y la señal rectificada en la parte inferior. El valor del pico máximo registrado en las seis pruebas fue utilizado como índice de MCIV para cada movimiento.

Anexo J - 1. Gráficos de MCIV para contracciones en flexión del sujeto de prueba A.

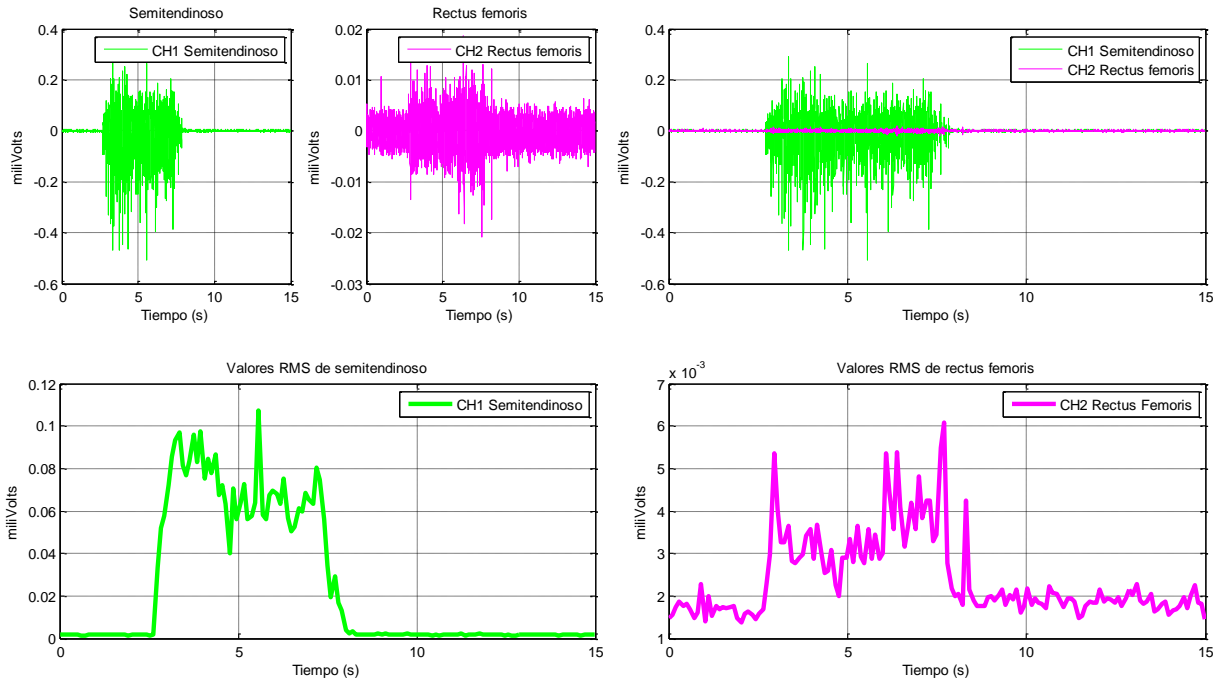


Figura J - 1. Gráficos obtenidos en la prueba #1 para la obtención del índice de MCIV en contracciones isométricas en el músculo semitendinoso en el sujeto de prueba A.

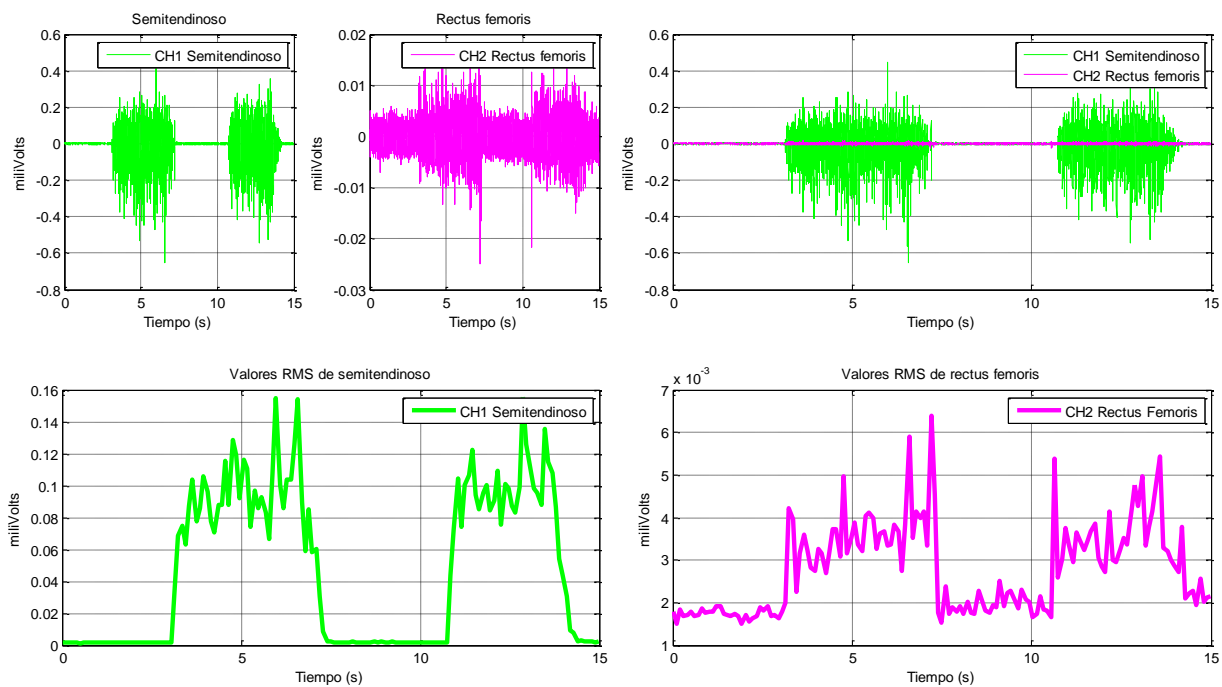


Figura J - 2. Gráficos obtenidos en la prueba #2 para la obtención del índice de MCIV en contracciones isométricas en el músculo semitendinoso en el sujeto de prueba A.

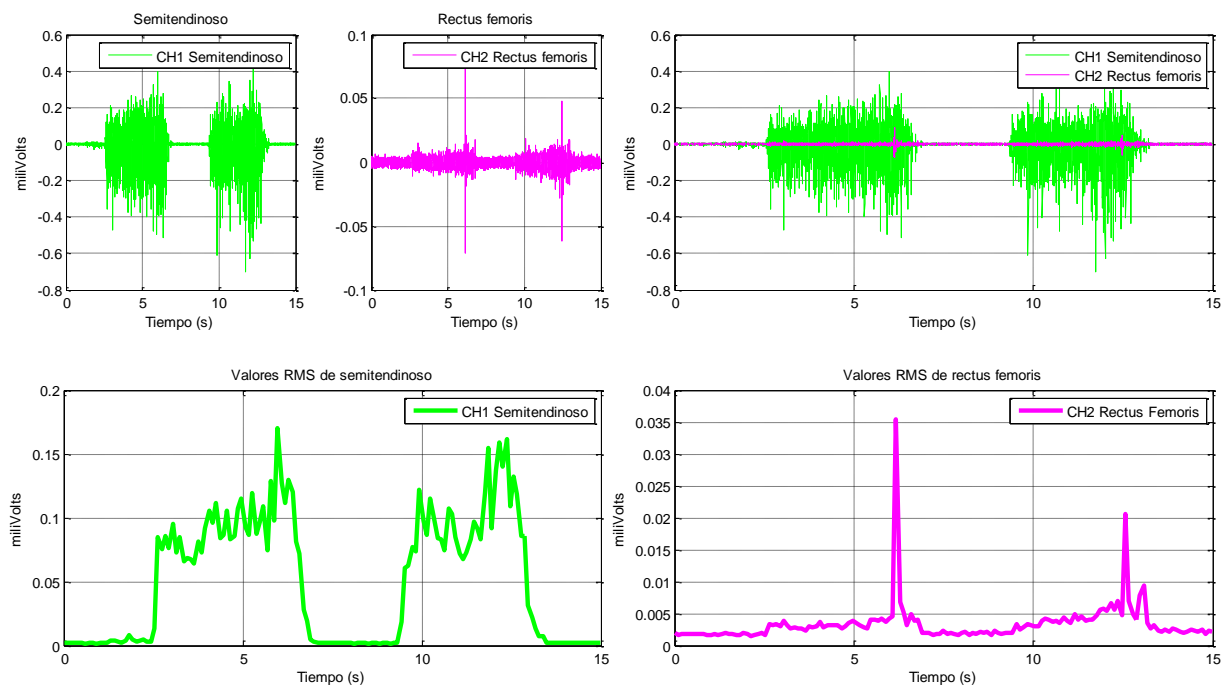


Figura J - 3. Gráficos obtenidos en la prueba #3 para la obtención del índice de MCIV en contracciones isométricas en el músculo semitendinoso en el sujeto de prueba A.

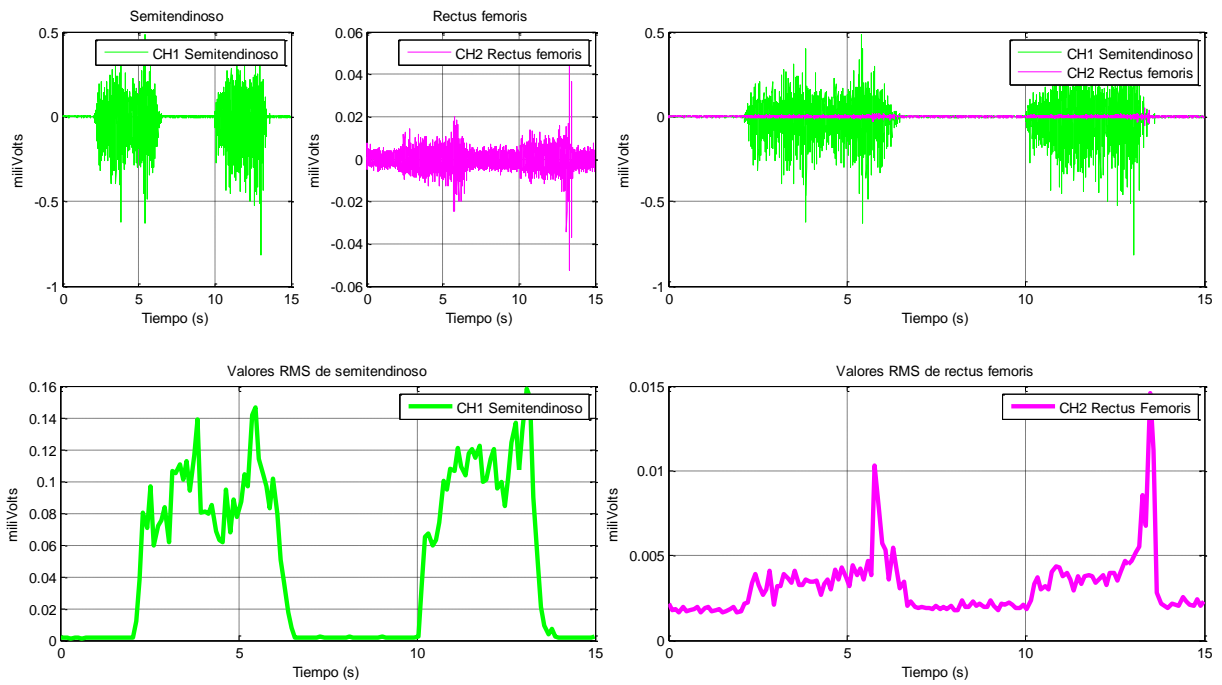


Figura J - 4. Gráficos obtenidos en la prueba #4 para la obtención del índice de MCIV en contracciones isométricas en el músculo semitendinoso en el sujeto de prueba A.

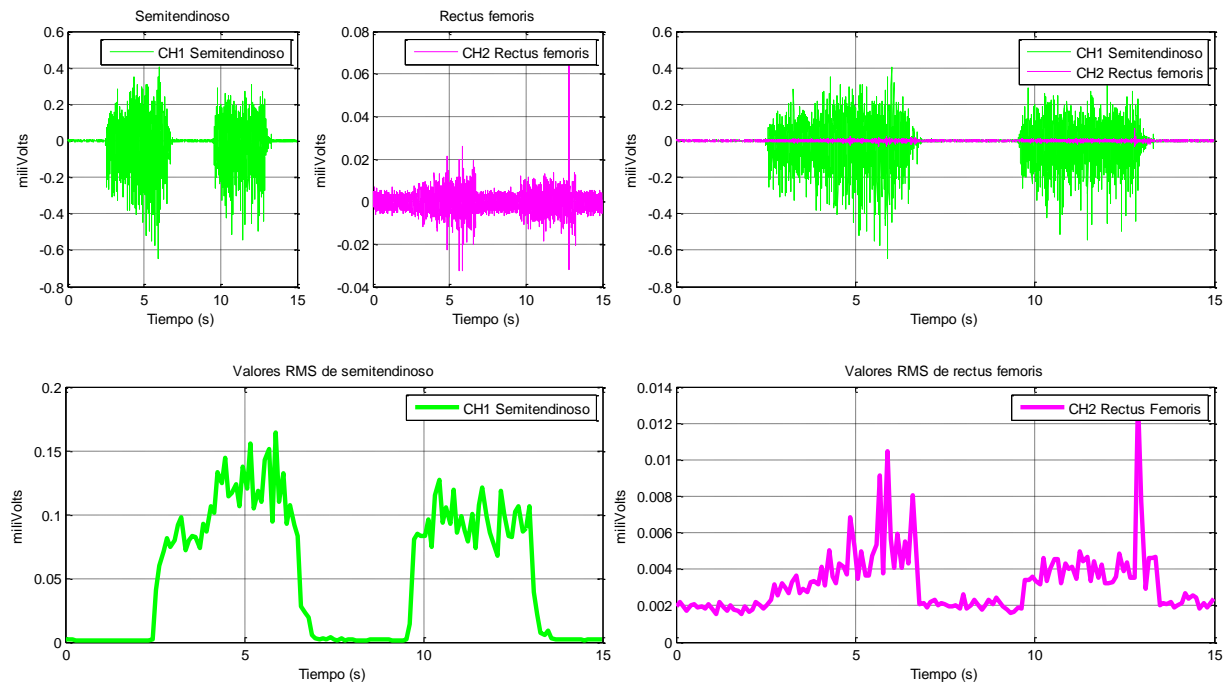


Figura J - 5. Gráficos obtenidos en la prueba #5 para la obtención del índice de MCIV en contracciones isométricas en el músculo semitendinoso en el sujeto de prueba A.

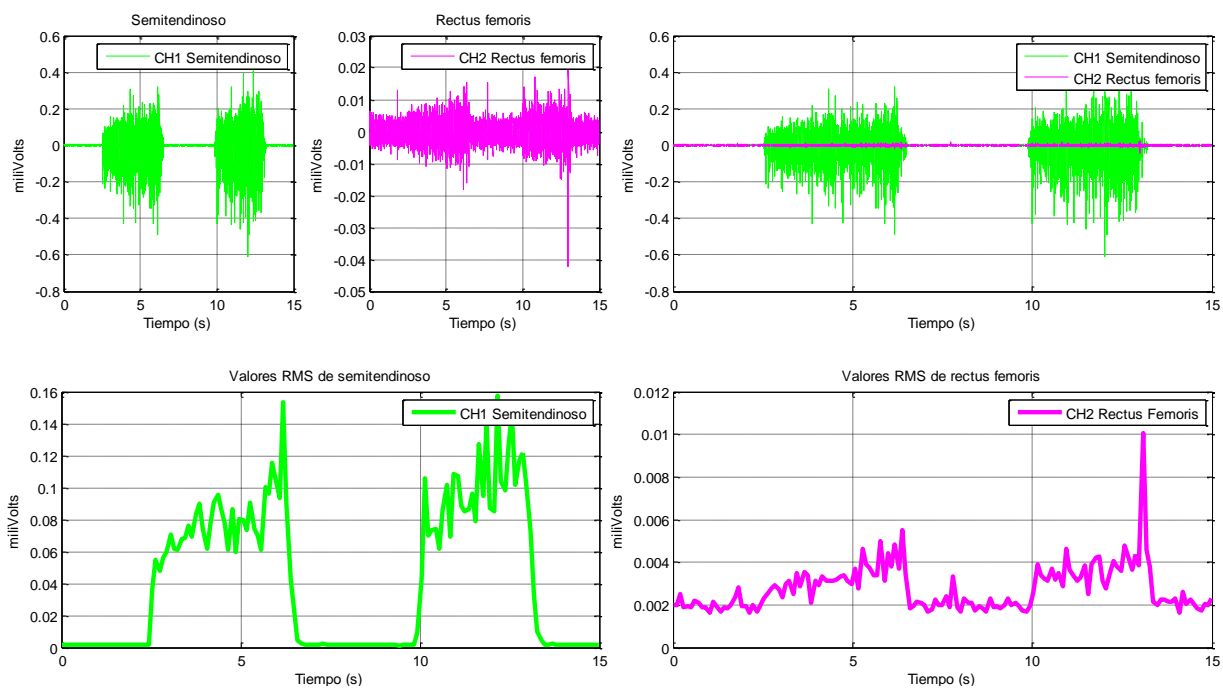


Figura J - 6. Gráficos obtenidos en la prueba #6 para la obtención del índice de MCIV en contracciones isométricas en el músculo semitendinoso en el sujeto de prueba A.

Anexo J - 2. Gráficos de MCIV para contracciones en extensión del sujeto de prueba A.

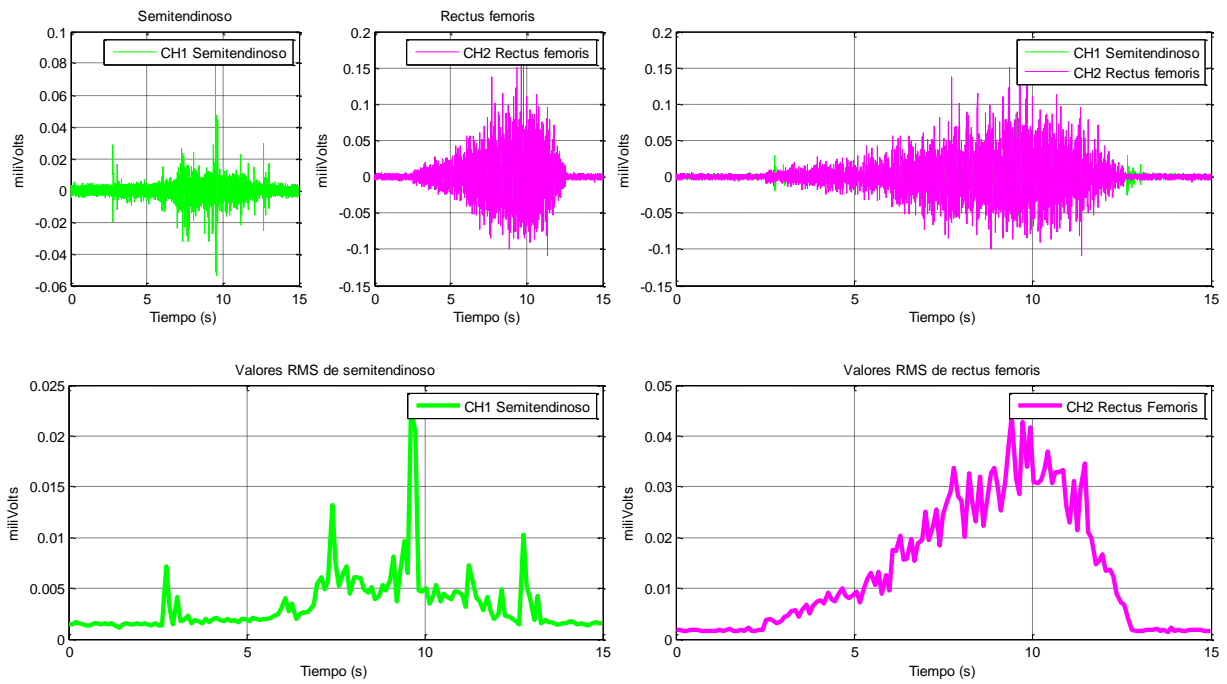


Figura J - 7. Gráficos obtenidos en la prueba #1 para la obtención del índice de MCIV en contracciones isométricas en el músculo recto femoral en el sujeto de prueba A.

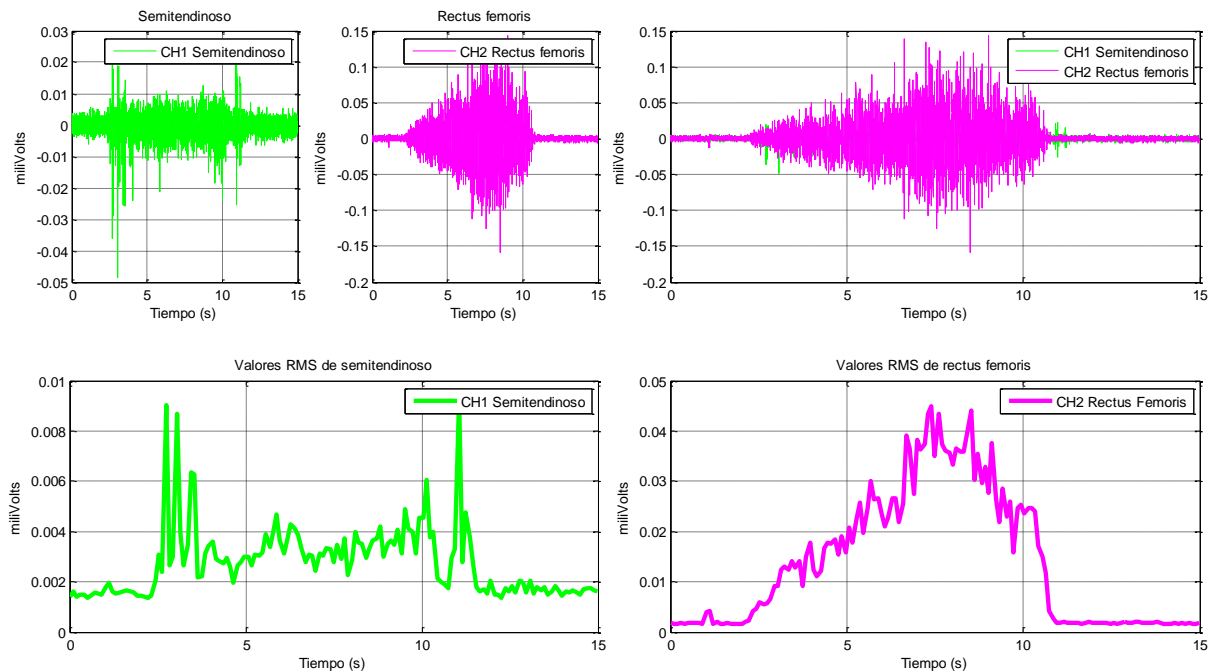


Figura J - 8. Gráficos obtenidos en la prueba #2 para la obtención del índice de MCIV en contracciones isométricas en el músculo recto femoral en el sujeto de prueba A.

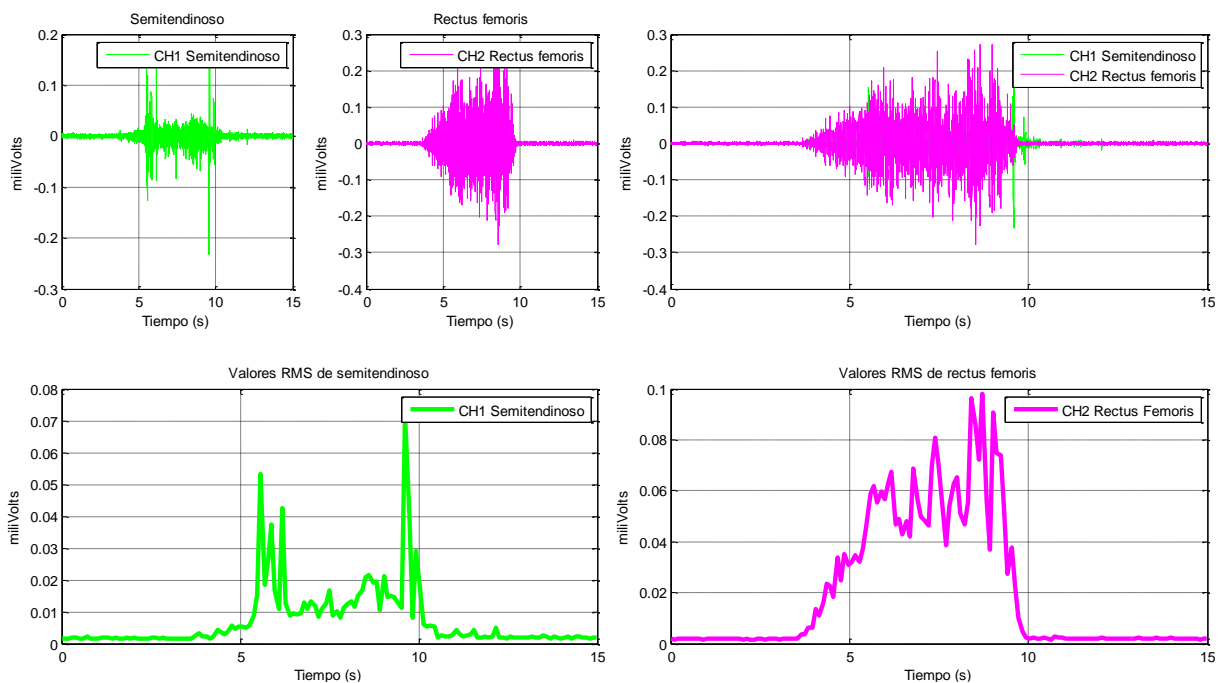


Figura J - 9. Gráficos obtenidos en la prueba #3 para la obtención del índice de MCIV en contracciones isométricas en el músculo recto femoral en el sujeto de prueba A.

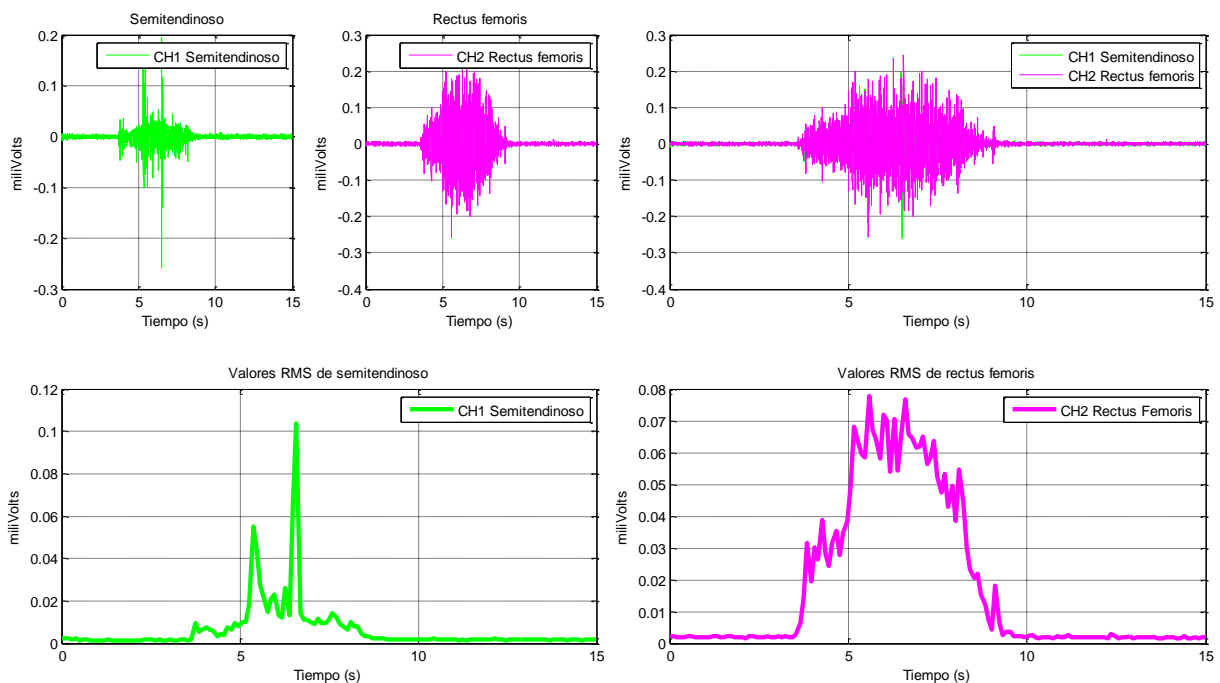


Figura J - 10. Gráficos obtenidos en la prueba #4 para la obtención del índice de MCIV en contracciones isométricas en el músculo recto femoral en el sujeto de prueba A.

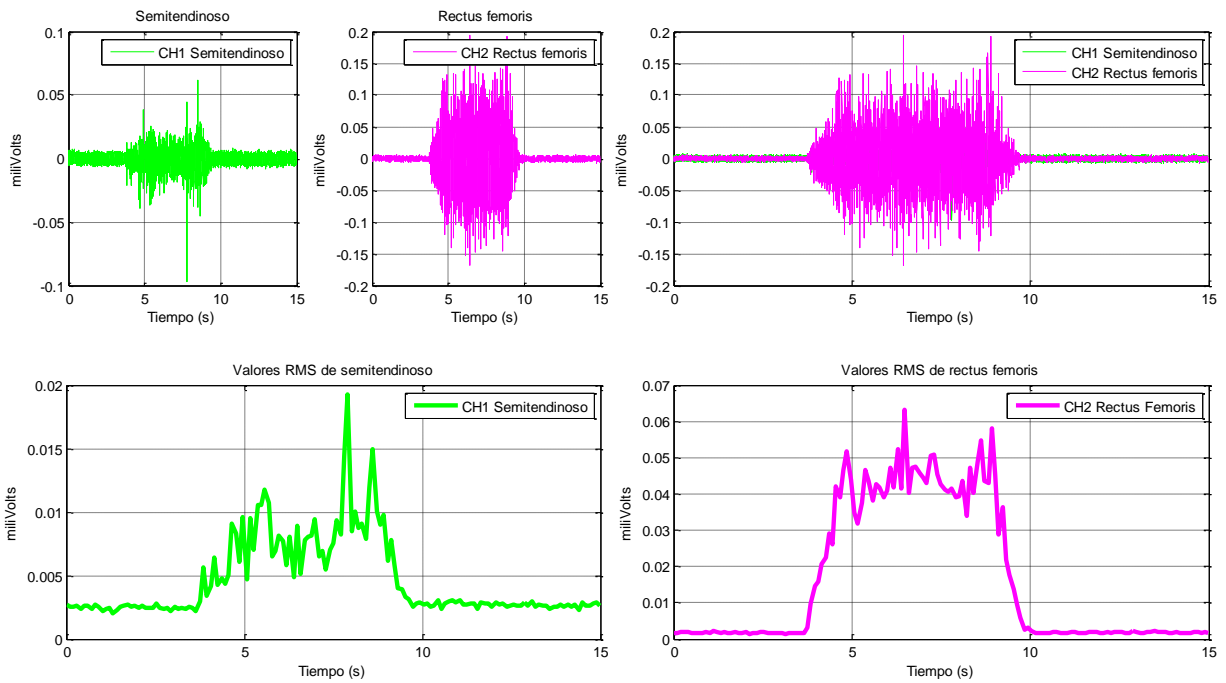


Figura J - 11. Gráficos obtenidos en la prueba #5 para la obtención del índice de MCIV en contracciones isométricas en el músculo recto femoral en el sujeto de prueba A.

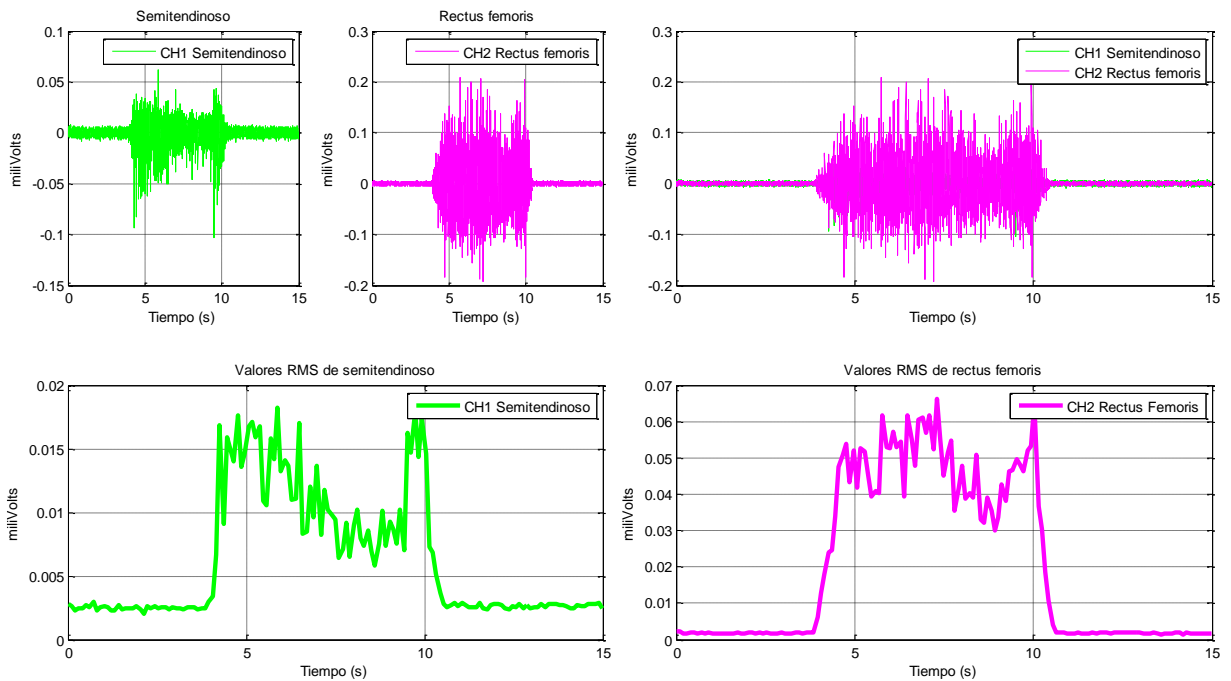


Figura J - 12. Gráficos obtenidos en la prueba #6 para la obtención del índice de MCIV en contracciones isométricas en el músculo recto femoral en el sujeto de prueba A.

Anexo J - 3. Gráficos de MCIV para contracciones en flexión del sujeto de prueba B.

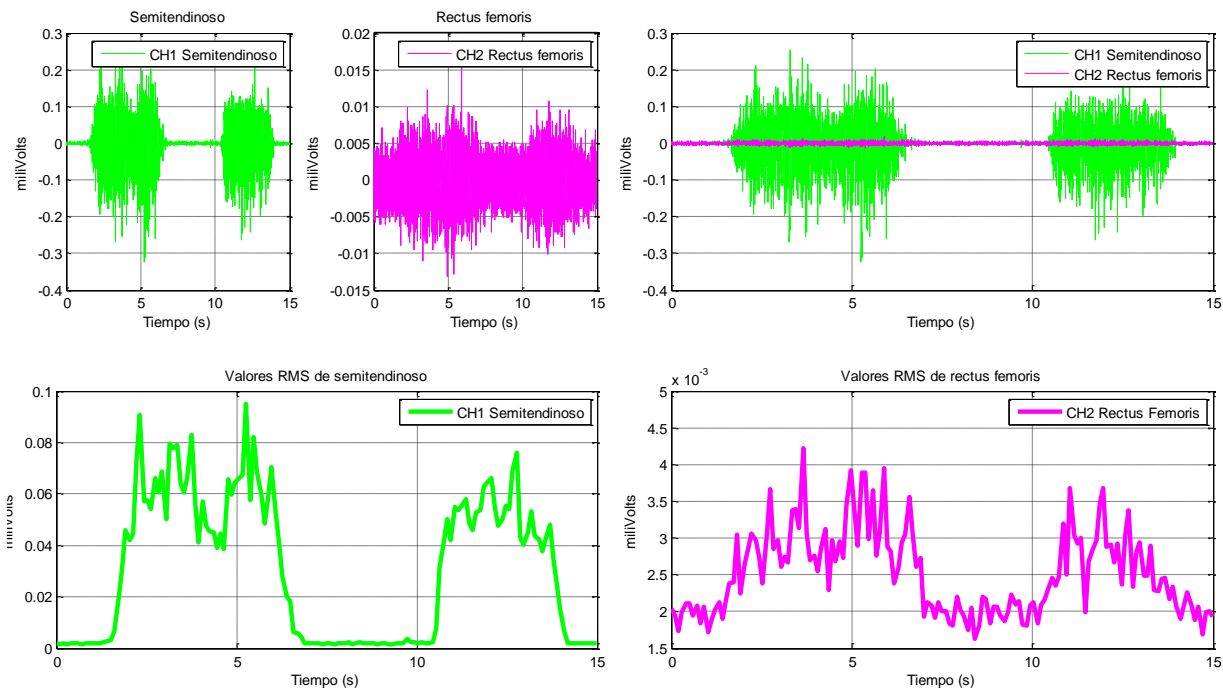


Figura J - 13. Gráficos obtenidos en la prueba #1 para la obtención del índice de MCIV en contracciones isométricas en el músculo semitendinoso en el sujeto de prueba B.

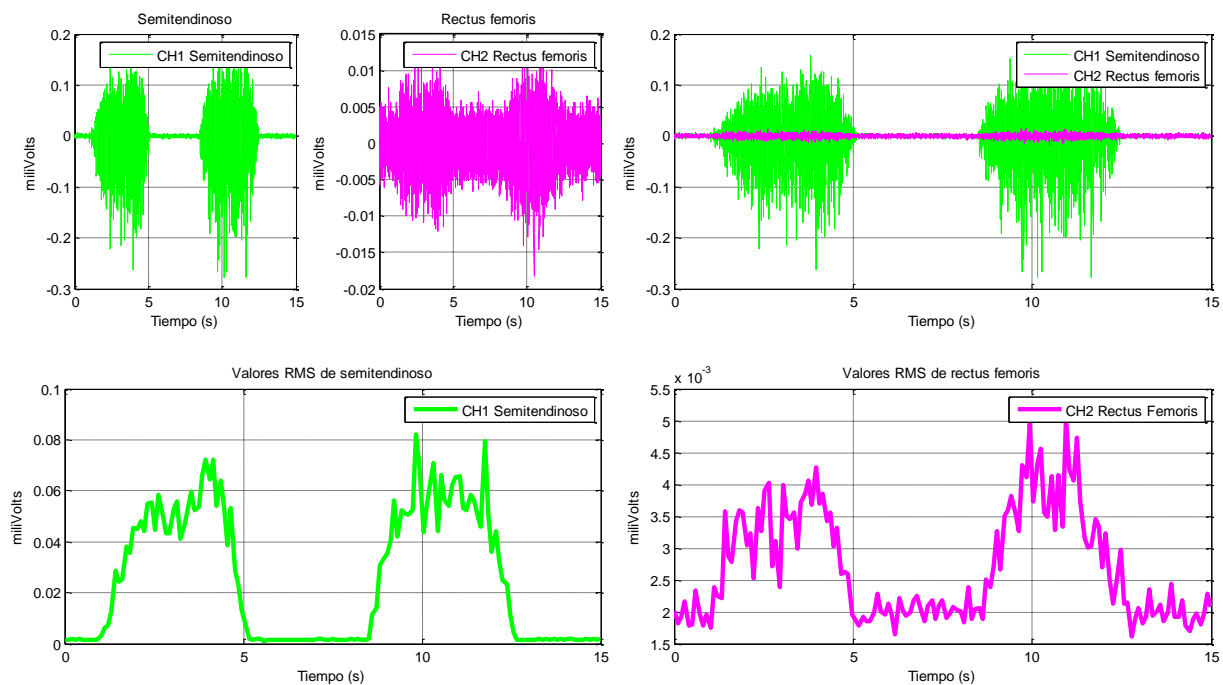


Figura J - 14. Gráficos obtenidos en la prueba #2 para la obtención del índice de MCIV en contracciones isométricas en el músculo semitendinoso en el sujeto de prueba B.

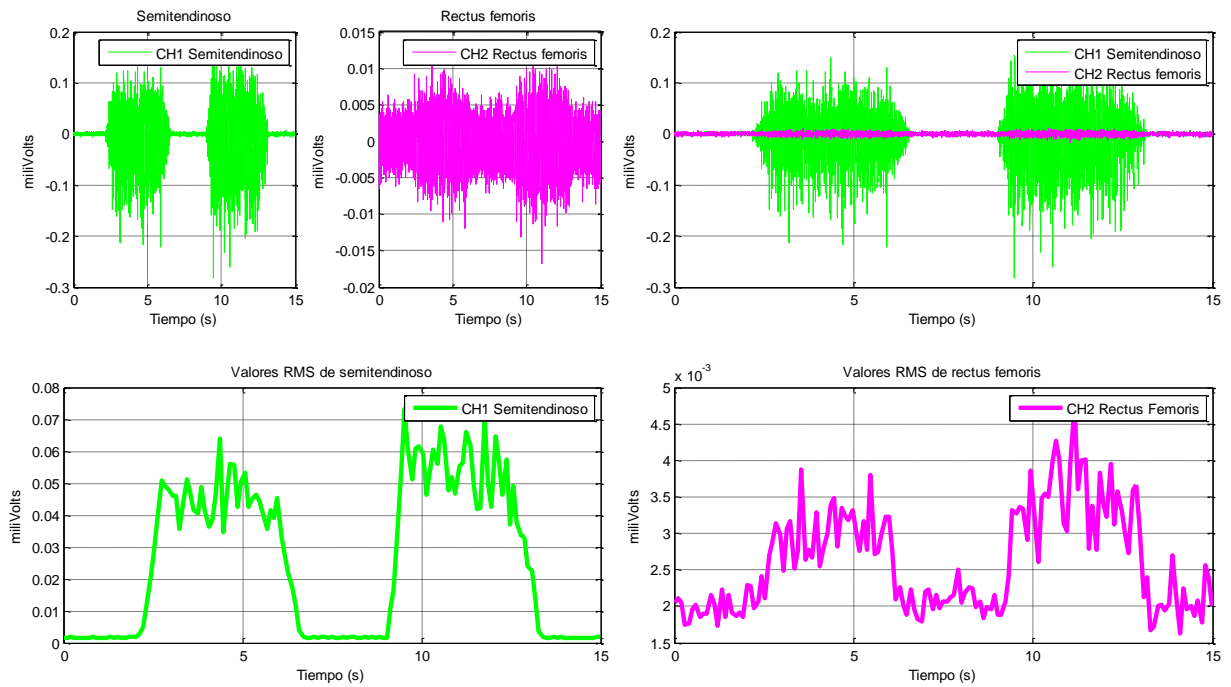


Figura J - 15. Gráficos obtenidos en la prueba #3 para la obtención del índice de MCIV en contracciones isométricas en el músculo semitendinoso en el sujeto de prueba B.

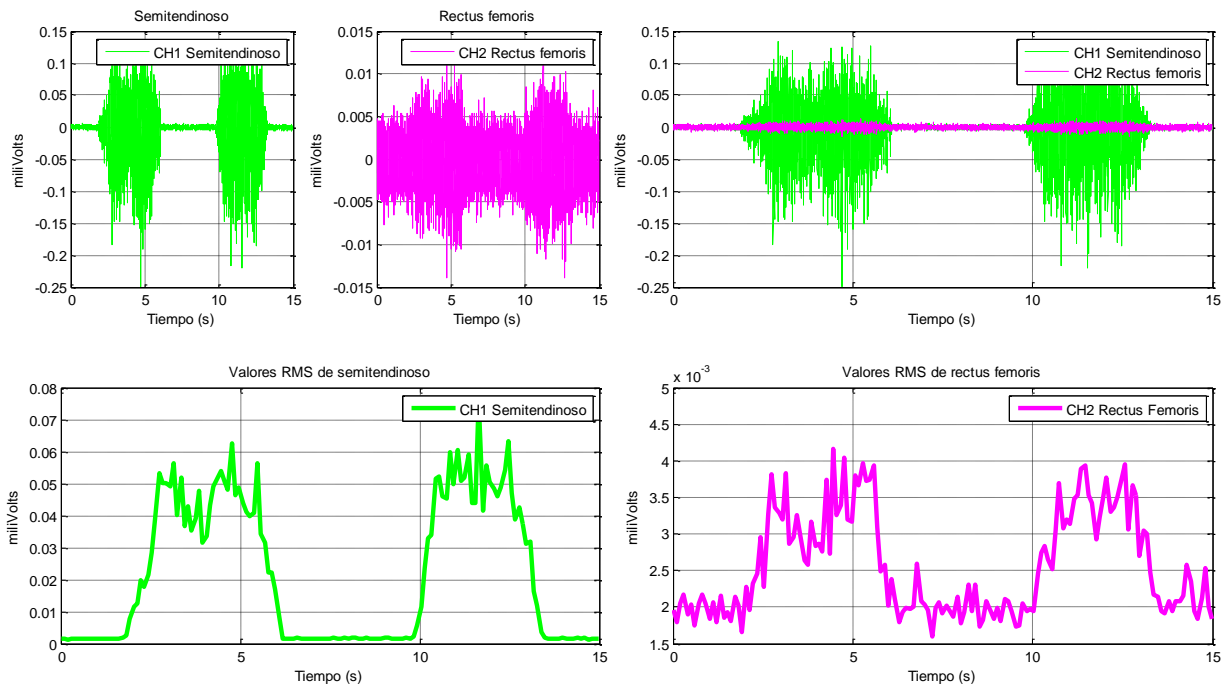


Figura J - 16. Gráficos obtenidos en la prueba #4 para la obtención del índice de MCIV en contracciones isométricas en el músculo semitendinoso en el sujeto de prueba B.

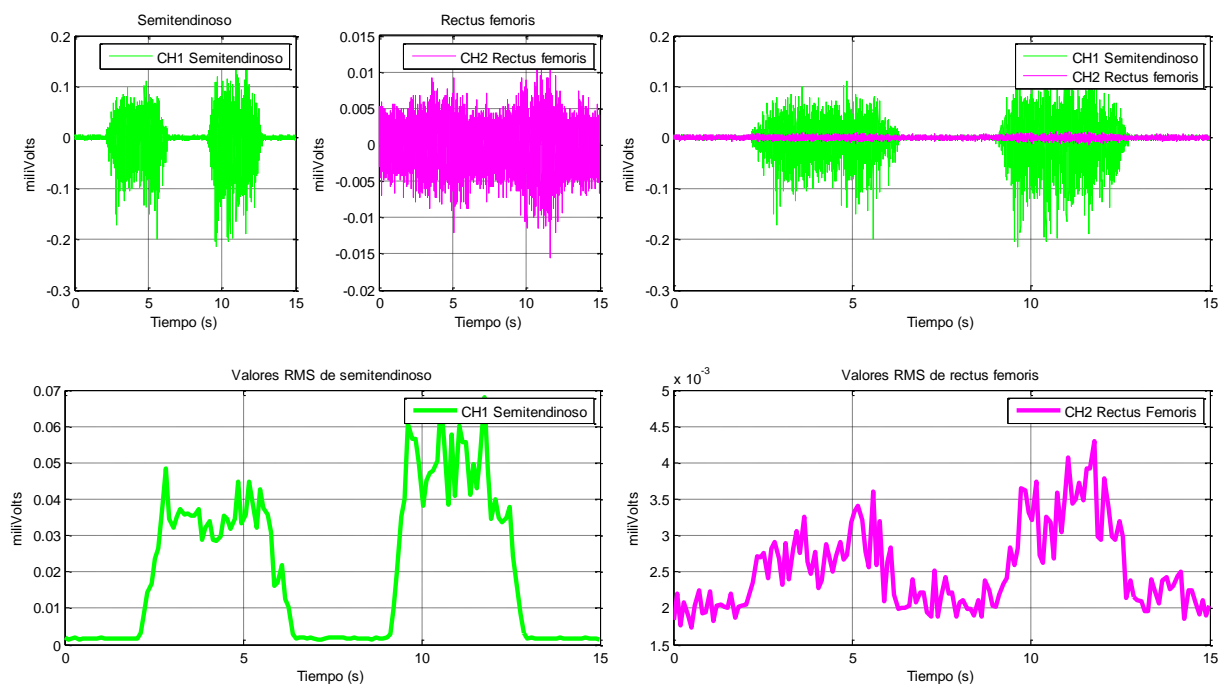


Figura J - 17. Gráficos obtenidos en la prueba #5 para la obtención del índice de MCIV en contracciones isométricas en el músculo semitendinoso en el sujeto de prueba B.

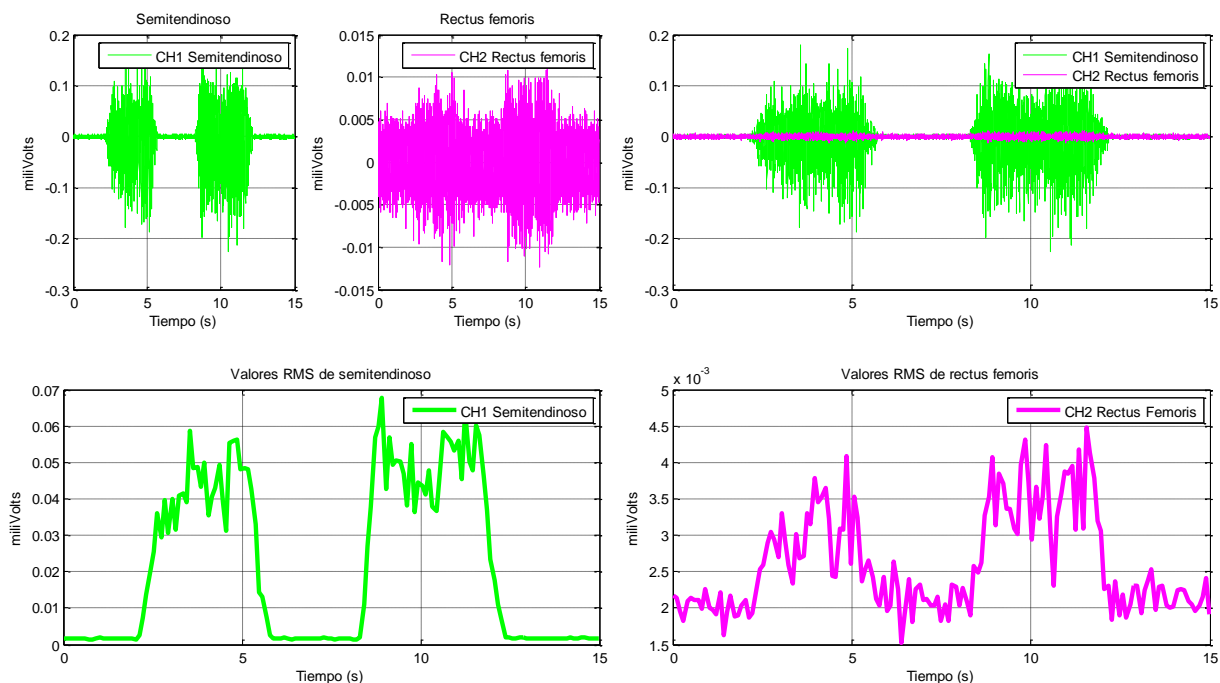


Figura J - 18. Gráficos obtenidos en la prueba #6 para la obtención del índice de MCIV en contracciones isométricas en el músculo semitendinoso en el sujeto de prueba B.

Anexo J - 4. Gráficos de MCIV para contracciones en extensión del sujeto de prueba B.

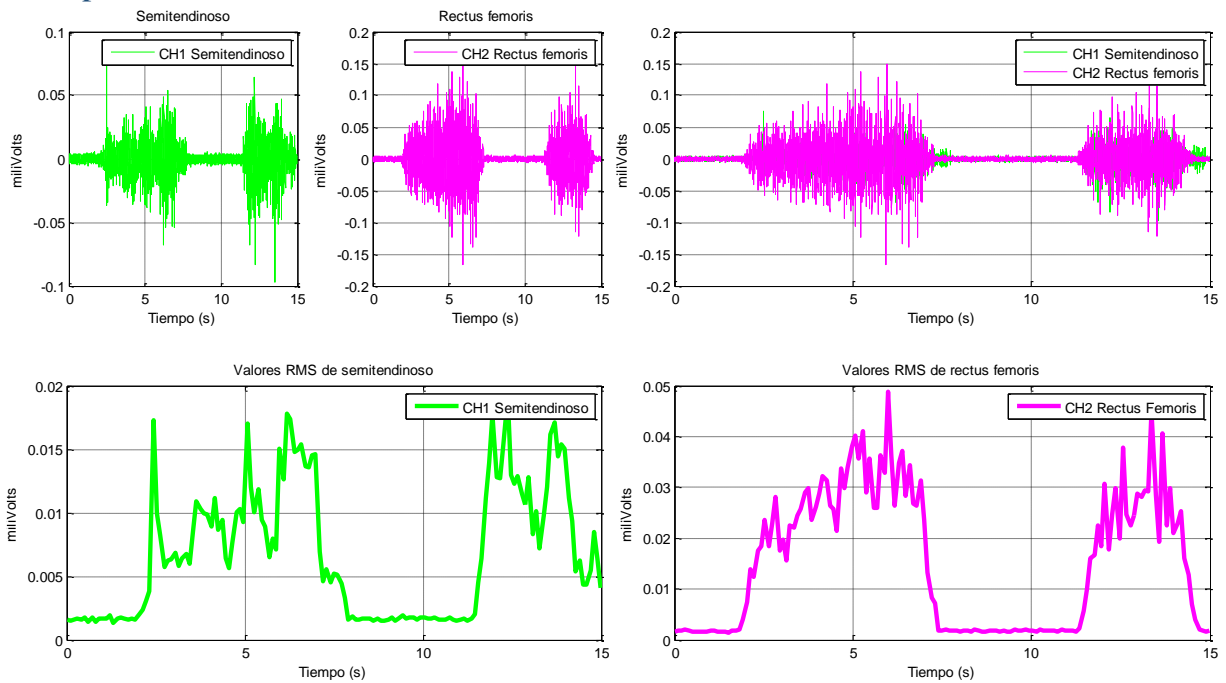


Figura J - 19. Gráficos obtenidos en la prueba #1 para la obtención del índice de MCIV en contracciones isométricas en el músculo recto femoral en el sujeto de prueba B.

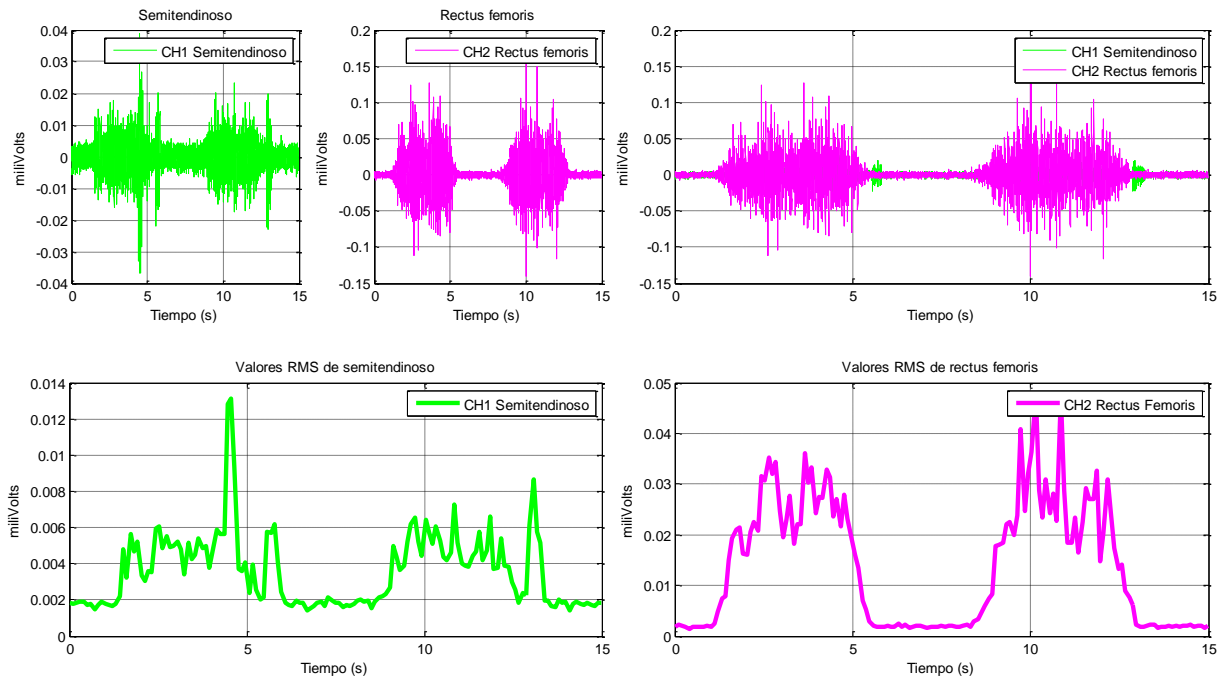


Figura J - 20. Gráficos obtenidos en la prueba #2 para la obtención del índice de MCIV en contracciones isométricas en el músculo recto femoral en el sujeto de prueba B.

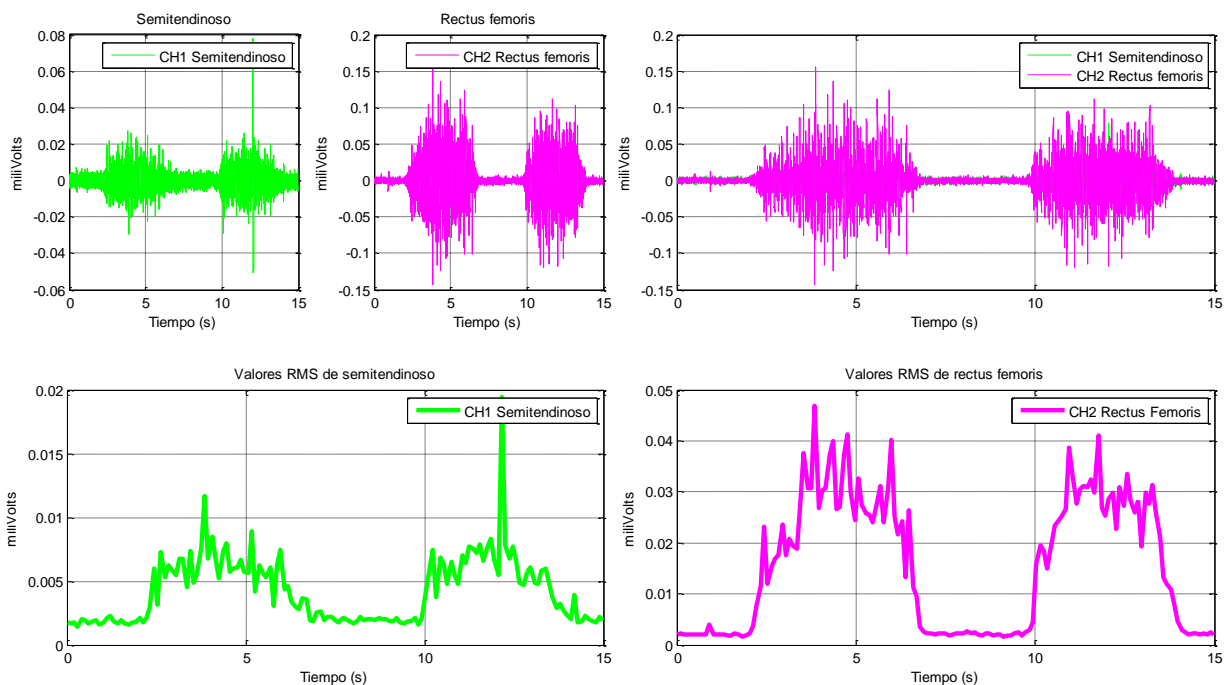


Figura J - 21. Gráficos obtenidos en la prueba #3 para la obtención del índice de MCIV en contracciones isométricas en el músculo recto femoral en el sujeto de prueba B.

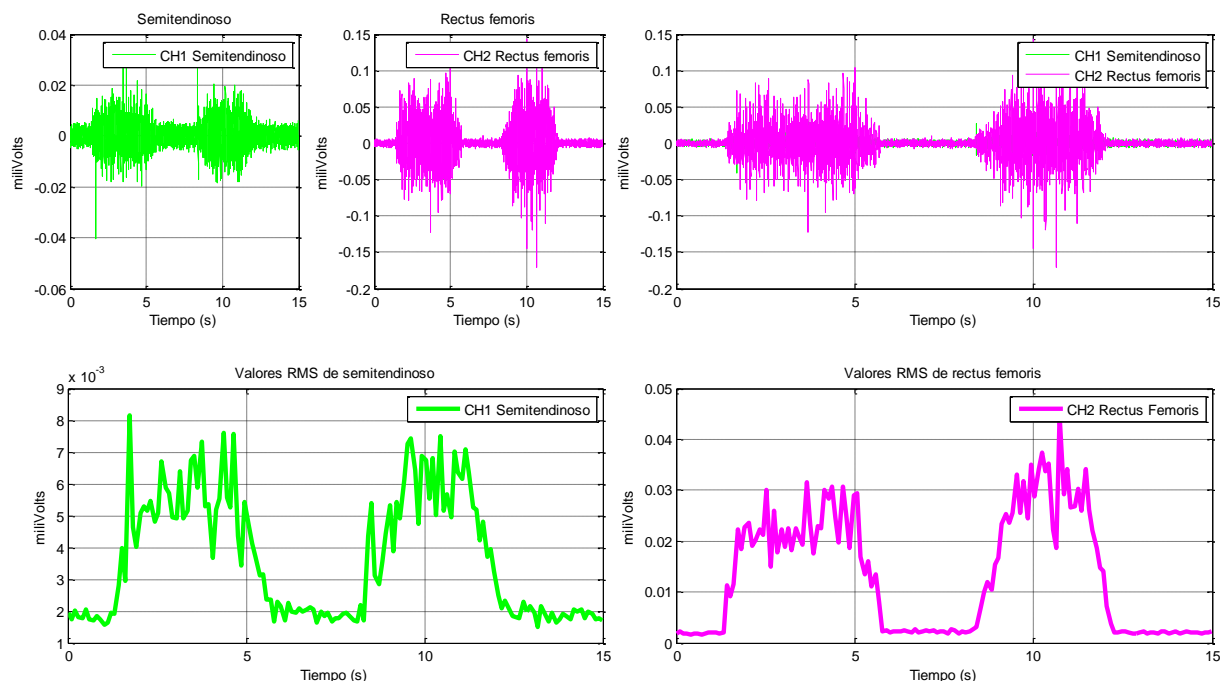


Figura J - 22. Gráficos obtenidos en la prueba #4 para la obtención del índice de MCIV en contracciones isométricas en el músculo recto femoral en el sujeto de prueba B.

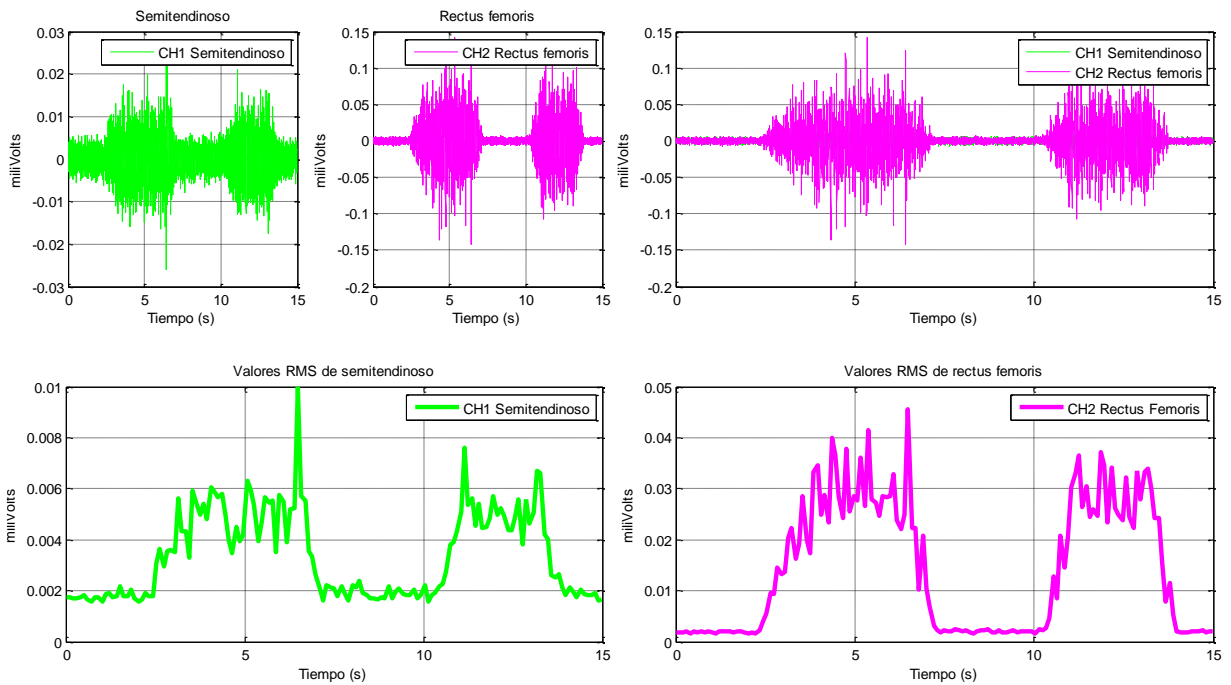


Figura J - 23. Gráficos obtenidos en la prueba #5 para la obtención del índice de MCIV en contracciones isométricas en el músculo recto femoral en el sujeto de prueba B.

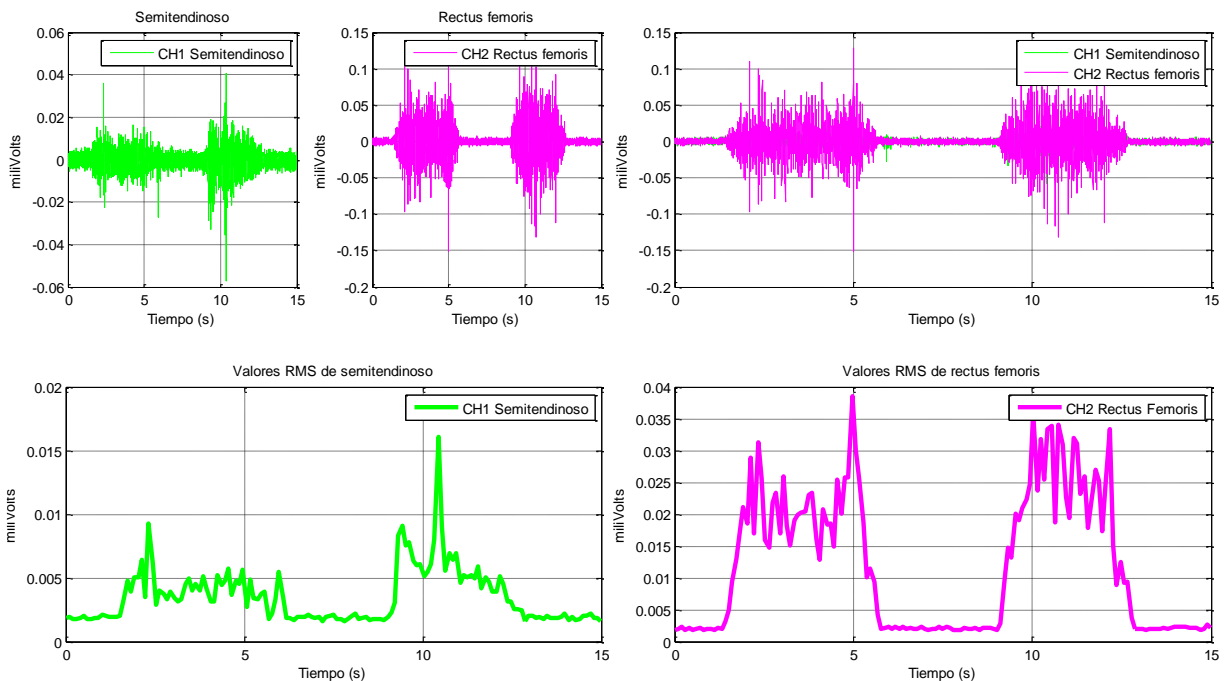


Figura J - 24. Gráficos obtenidos en la prueba #6 para la obtención del índice de MCIV en contracciones isométricas en el músculo recto femoral en el sujeto de prueba B.

Anexo K. Programa en Matlab para la detección de actividad muscular durante la adquisición de señales mioeléctricas.

El código presentado en este anexo corresponde al algoritmo FMA modificado para la aplicación de este trabajo. El objetivo es identificar la activación muscular de uno u otro músculo durante los movimientos de flexión y extensión. La señal binaria de activación muscular se utiliza como “gatillo” para la señal de control de la posición angular del eje del motor que asiste los movimientos del exoesqueleto.

Este programa utiliza datos de la señal mioeléctrica previamente adquiridos y almacenados en un archivo de datos con formato *.mat*. Se utilizan los índices MCIV previamente adquiridos con el programa del Anexo I y se aplica el procesamiento a la señal: corrección de offset, rectificando, normalizado de la amplitud y aplicación del algoritmo FMA. Finalmente se utilizan comandos para la generación de gráficos binarios y así poder observar la detección de la activación muscular.

Los gráficos obtenidos para las pruebas realizadas sobre los sujetos de prueba A y B utilizando el código presentado en esta sección se presentan en el Anexo N.

```
clear all
close all
clc
load datos_adquiridos.mat %Se cargan los datos obtenidos en la adquisición

datos_1=Flex_4s_1; %Se cargan todas las pruebas
datos_2=Flex_4s_2;
datos_3=Flex_4s_3;
datos_4=Flex_4s_4;
datos_5=Flex_4s_5;
datos_6=Flex_4s_6;
datos_7=Flex_4s_7;
datos={datos_1, datos_2, datos_3, datos_4, datos_5, datos_6, datos_7};
N=30000;

MCIVCH1=0.1706; %Se ingresan los valores de MCIV para cada canal
MCIVCH2=0.0982; %obtenidos en el programa del Anexo H

for it = 1:length(datos)
    IT=datos{it};
    off1=(mean(IT(1:2000,2))); %offset de CH1 semitendinoso
    off2=(mean(IT(1:2000,3))); %offset de CH2 rectus femoris

    tiempo=IT(1:N,1); %vector tiempo
    for i=1:N;
        CH1(i,1)=IT(i,2)-off1; %señal con offset corregido
        CH2(i,1)=IT(i,3)-off2;
```

```

        CH1MCIV(i,1)=(IT(i,2)-off1)/MCIVCH1*100;
        CH2MCIV(i,1)=(IT(i,3)-off2)/MCIVCH2*100;
    end

figure('Name','Señales del conjunto de datos','NumberTitle','on')
subplot(2,4,1),plot(tiempo,CH1,'g')
xlabel('Tiempo (s)'), ylabel('mV x10-3'), grid on
legend('CH1 Semitendinoso'), title('Semitendinoso')

subplot(2,4,2),plot(tiempo,CH2,'m')
xlabel('Tiempo (s)'), ylabel('mV x10-3'), grid on
legend('CH2 Rectus femoris'), title('Rectus femoris')

subplot(2,4,3:4),plot(tiempo,CH1,'g',tiempo,CH2,'m')
xlabel('Tiempo (s)'), ylabel('mV x10-3'), grid on
legend('CH1 Semitendinoso','CH2 Rectus femoris')

%RMS%
h=1;
inc=20; %ventana de tiempo %
for i=1:inc:N;
    if i>=N-inc;
        break
    else
        rmsCH1(h,1)=rms(CH1MCIV(i:i+inc-1,1));
        rmsCH2(h,1)=rms(CH2MCIV(i:i+inc-1,1));
        h=h+1;
    end
end

tx=linspace(0,IT(N,1),length(rmsCH1));
subplot(2,4,5:6),plot(tx,rmsCH1,'g','LineWidth',3)
xlabel('Tiempo (s)'), ylabel('% de MCIV'), grid on
legend('CH1 Semitendinoso'), title('Valores RMS de semitendinoso')

subplot(2,4,7:8),plot(tx,rmsCH2,'m','LineWidth',3)
xlabel('Tiempo (s)'), ylabel('% de MCIV'), grid on
legend('CH2 Rectus Femoris'), title('Valores RMS de rectus femoris')

um=3; %número de desviaciones estándar para el umbral
h=1;
for i=1:length(tx) %vector que identifica los datos adquiridos en 2s
    if tx(1,i)>2 %mayor a 2s que es el tiempo mínimo de reposo
        M=h-1;
        break
    else
        h=h+1;
    end
end
miuB1=mean(rmsCH1(1:M,1)); %media de la baseline en CH1
sigmaB1=std(rmsCH1(1:M,1)); %desviación estándar de la baseline en CH1
miuB2=mean(rmsCH2(1:M,1)); %media de la baseline en CH2
sigmaB2=std(rmsCH2(1:M,1)); %desviación estándar de la baseline en CH2

```

```

L=M/6; %M siempre observa en 2s, L es la ventana que compara 3 veces/s
ps=round(L);
vc=3;
for i=1:length(tx)-ps+1
    sigmaCH1(i,1)=std(rmsCH1(i:ps+i-1,1)); %desviación estándar de CH1
    sigmaCH2(i,1)=std(rmsCH2(i:ps+i-1,1)); %desviación estándar de CH2
    miuCH1(i,1)=mean(rmsCH1(i:ps+i-1,1)); %media de CH1
    miuCH2(i,1)=mean(rmsCH2(i:ps+i-1,1)); %media de CH2

    if vc*miuCH1(i,1)>miuCH2(i,1);
        if sigmaCH1(i,1)>=um*sigmaB1 %verificando si CH1 está activado
            actCH1(i,1)=1;
            actCH2(i,1)=0;
        else
            actCH1(i,1)=0;
            actCH2(i,1)=0;
        end
    elseif vc*miuCH2(i,1)>miuCH1(i,1); %verificando si CH2 está activado
        if sigmaCH2(i,1)>=um*sigmaB2
            actCH1(i,1)=0;
            actCH2(i,1)=1;
        else
            actCH1(i,1)=0;
            actCH2(i,1)=0;
        end
    end
end
end

figure('Name','Activación','NumberTitle','on')
ax=linspace(0,IT(N,1),length(actCH1));

subplot(2,1,1),plot(tx,rmsCH1,'g',tx,rmsCH2,'m','LineWidth',3), grid on
xlabel('Tiempo (s)'), ylabel('% de MCIV'), grid on
legend('CH1 Semitendinoso','CH2 Rectus femoris') %gráfico de RMS

subplot(2,1,2),plot(ax,actCH1,'g',ax,actCH2,'m','LineWidth',3), grid on,
axis([-inf,inf,-0.2,1.6])
xlabel('Tiempo (s)'), ylabel('Evento binario'), grid on
legend('CH1 Semitendinoso','CH2 Rectus femoris') %gráfico binario

end

```

Anexo L. Programa de control del exoesqueleto en tiempo real.

Esta sección describe el programa realizado en el entorno Simulink dentro de Matlab para el control del exoesqueleto en tiempo real. El programa está compuesto por dos principales diagramas de bloques que contienen otros bloques encargados de realizar las operaciones de acondicionamiento de la señal y la aplicación del algoritmo FMA.

Se presentan a detalle los bloques utilizados para el procesamiento de las señales mioeléctricas y de control utilizadas para el control del motor en el exoesqueleto. El programa se divide a través de distintos niveles en la medida que se presentan los diagramas de bloques dentro de bloques principales.

Al iniciar el programa, la primera pantalla que se encuentra el usuario se presenta en la Figura L - 1 (repetida de la sección 3.2.6). De forma descendente en la figura, los bloques llamados *Extensión* y *Flexión* cambian sus valores de 0 a 1 cuando el algoritmo detecta activación muscular en alguno de los dos músculos. Este comportamiento se puede observar graficado contra el tiempo al activar el tercer bloque llamado “*Gráfico binario*” que activa el osciloscopio presentado a la derecha en la figura. El bloque “*Ángulo Pot*” presenta el valor angular medido por el potenciómetro en grados. Finalmente, el bloque llamado “*Ángulo motor*” presenta el valor en grados de la posición angular del eje del motor. Cuando no se ha detectado alguna activación muscular, este bloque se mantiene en un valor de 0° , cuando existe activación muscular en alguno de los músculos, el motor se activa hasta alcanzar el valor angular mostrado en el bloque “*Ángulo pot*”. El gráfico binario muestra la detección de activación muscular en un gráfico generado en intervalos de 1 segundo.

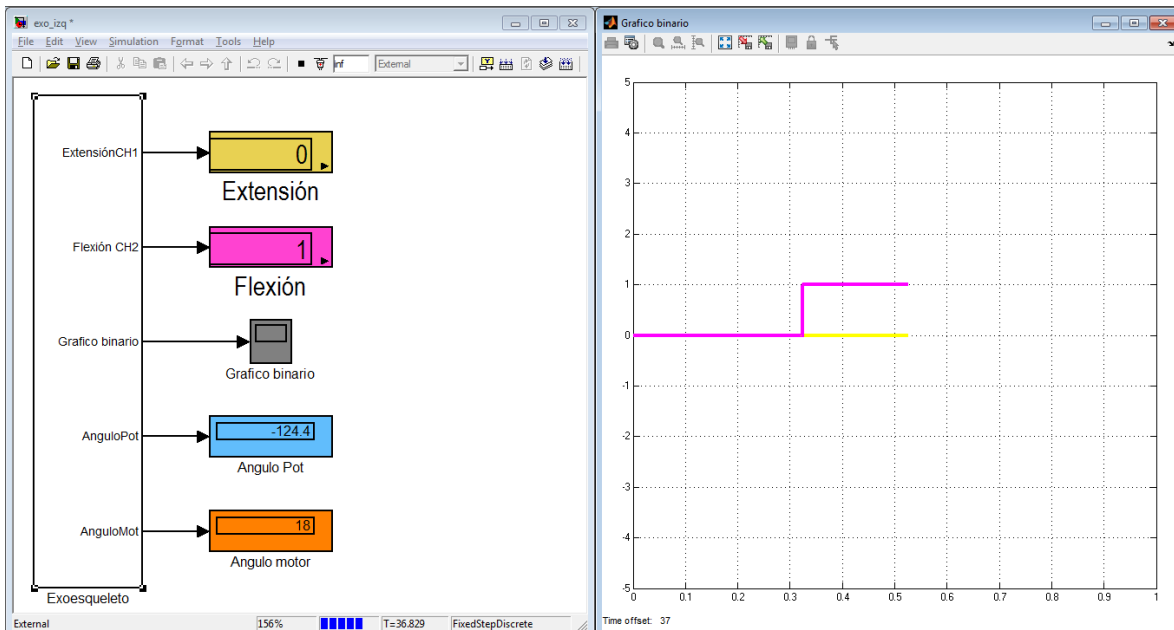


Figura L - 1. Interfaz principal del programa de control del exoesqueleto. A la izquierda se presentan los bloques con información sobre la activación muscular y posiciones angulares en potenciómetro y motor. A la derecha se presenta el gráfico binario generado en tiempo real.

Al abrir el bloque *Exoesqueleto* se observa el diagrama de bloques en un segundo nivel, como se observa en la Figura L - 2 donde se señalan las secciones de este nivel en el programa. La sección de la detección muscular se comunica con la sección de la señal de control al motor a través de la señal binaria de detección de la activación muscular. A la salida del bloque de detección de la activación se tienen señales para cada canal (músculo observado) que pueden tomar valores de 0 o 1 en función de la actividad muscular.

Con las posibles señales a la salida del bloque de detección de la activación, un bloque condicional toma una decisión siempre que al menos uno de los músculos se encuentre activado. Cuando uno de los músculos envía una señal correspondiente a un músculo activado ($CH1 = 1$ o $CH2 = 1$) el motor tiene permitido alcanzar la posición angular que está siendo registrada por el potenciómetro, de lo contrario ($CH1 = CH2 = 0$) y el motor recibe un voltaje constante que corresponde a la última posición angular alcanzada por el motor.

A la salida del bloque de señal de control para el motor se encuentran 5 bloques. En orden descendente, en la primera posición se encuentra el bloque llamado “*Voltaje*” que presenta el voltaje de control regulado por el potenciómetro en Volts. El segundo bloque es una salida hacia el display del primer nivel que muestra el valor angular del vástago del potenciómetro del vástago del potenciómetro en grados. El tercer bloque presenta la velocidad angular del vástago del potenciómetro estimada por la técnica de diferencias finitas (ecuación (3-30), sección 3.2.6.2). El cuarto bloque es una salida hacia el display del primer nivel que muestra el valor angular del eje del motor en grados. El quinto bloque muestra el voltaje de control entregado al motor en Volts. Cuando existe activación muscular, los valores mostrados en los bloques *Voltaje* y *Voltaje Motor* tienen valores que cambian a la par; cuando no existe activación muscular, el bloque *Voltaje* varía libremente en función del movimiento en la pierna sana y el bloque *Voltaje Motor* mantiene constante el último valor recibido hasta que el programa detecte un nuevo periodo de activación muscular.

Al abrir el bloque de detección de la actividad muscular en la Figura L - 2 se encuentra el diagrama de bloques encargado de: adquirir la señal mioeléctrica, aplicar el algoritmo FMA y dar una señal binaria a la salida en función de la actividad muscular. El diagrama de bloques en este tercer nivel se presenta en la Figura L - 3.

- *Detección de la activación muscular*

En la sección dedicada a la detección de la actividad muscular, la señal mioeléctrica se adquiere desde la tarjeta de adquisición de datos National Instruments PCI-6034E para el registro de señales en dos canales (músculos observados). La etapa de acondicionamiento para la señal de cada canal está encargada de eliminar el offset al restar el valor medio de la señal bruta a los puntos adquiridos y calcular el RMS de la señal. Esta sección del programa se muestra en la Figura L - 4. El bloque encargado de obtener el valor de la media de la señal realiza el cálculo de la media con cada muestra adquirida. El bloque utilizado para el cálculo del RMS realiza la operación a partir de una ventana móvil en el tiempo equivalente a un periodo de la frecuencia fundamental (frecuencia más baja del espectro de frecuencias) de la señal mioeléctrica. En el

programa, este bloque está configurado con una frecuencia fundamental de 20 Hz y la frecuencia de muestreo de 1 ms.

La sección encargada de aplicar el algoritmo FMA se muestra en la Figura L - 5. Esta sección utiliza la señal rectificada de cada canal y calcula las características estadísticas para las ventanas de tiempo fija y móvil. Los bloques *muCH1*, *sigmaCH1*, *muCH2* y *sigmaCH2* calculan las características dentro de la ventana móvil en conjunto con el bloque llamado *Ventana móvil L* que envía una señal de pulso cada 50 ms para que el cálculo de los parámetros reinicie en una nueva ventana móvil.

Los bloques *sigmaBaseCH1* y *sigmaBaseCH2* están encargados de calcular la desviación estándar de la señal de los músculos en reposo. Cada uno de estos bloques observa los primeros 2 segundos de adquisición para realizar el cálculo del valor de la desviación estándar de cada canal cuando se completa el tiempo definido para la ventana de tiempo fija. Se almacena únicamente un valor calculado cuando se cumplen los 2 segundos de registro de señales. Para obtener un solo valor en el cálculo se utilizan bloques de pulso integrados dentro de los bloques *sigmaBaseCH1* y *sigmaBaseCH2* como se muestra en la Figura L - 6. Siempre que se inicie la adquisición, los primeros 2 segundos se utilizan para caracterizar la señal base. Mientras la adquisición no se detenga, las características de la señal base se mantienen almacenadas.

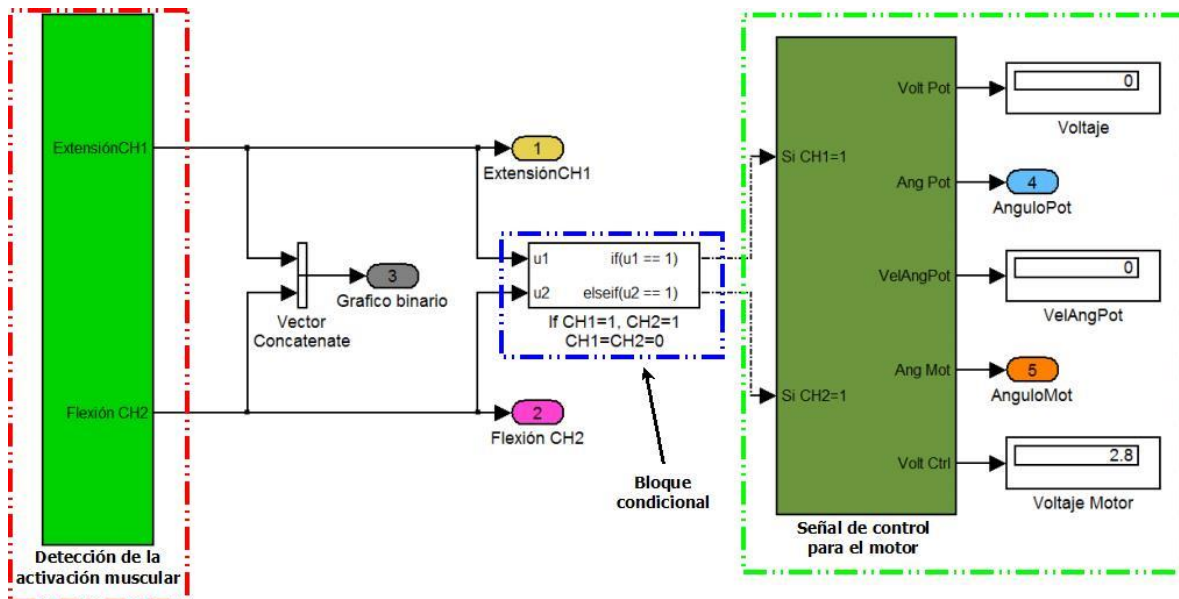


Figura L - 2. Diagrama de bloques dentro del bloque llamado "Exoesqueleto" en el programa principal. A la izquierda se encuentra el bloque que contiene el programa para la detección de la activación. A la derecha el bloque correspondiente al programa utilizado para enviar la señal de control al motor.

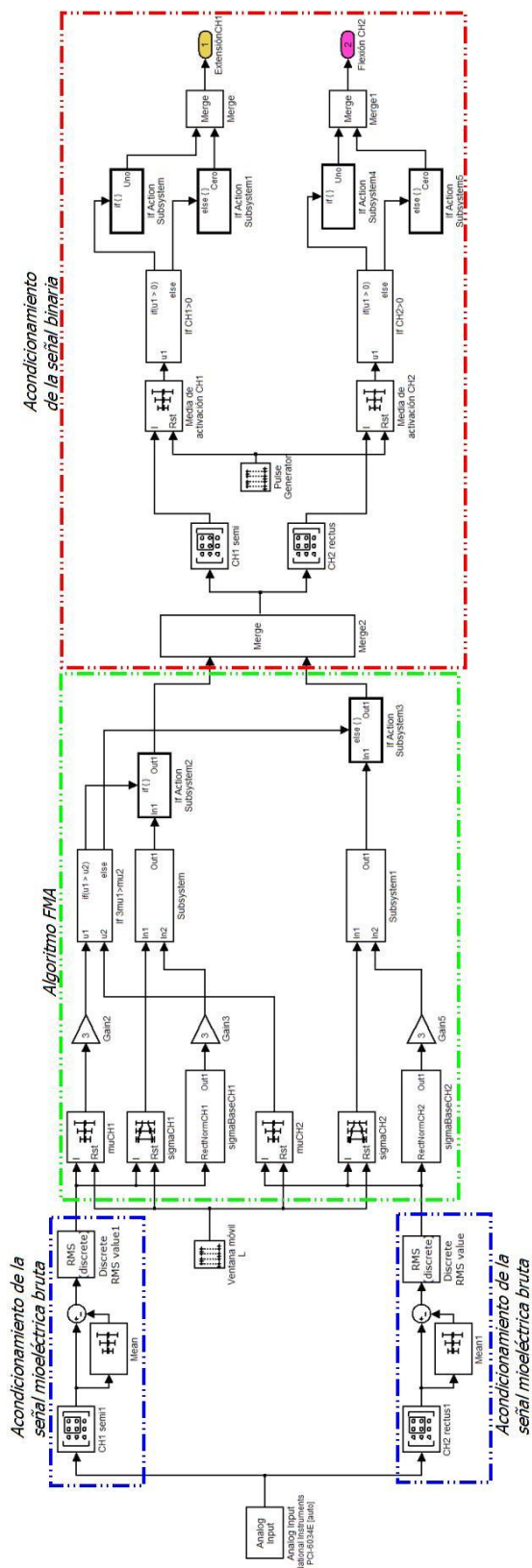


Figura L - 3. Diagrama de bloques para la detección de la activación muscular.

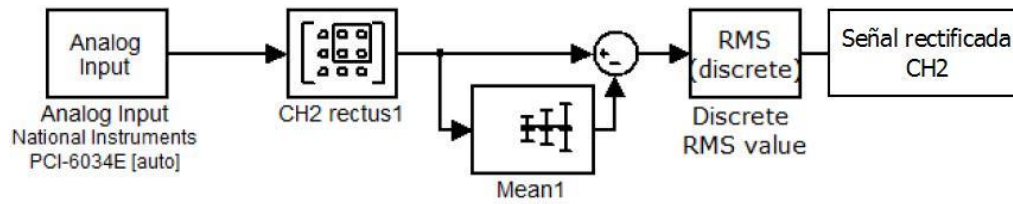


Figura L - 4. Etapa de acondicionamiento de la señal mioeléctrica bruta.

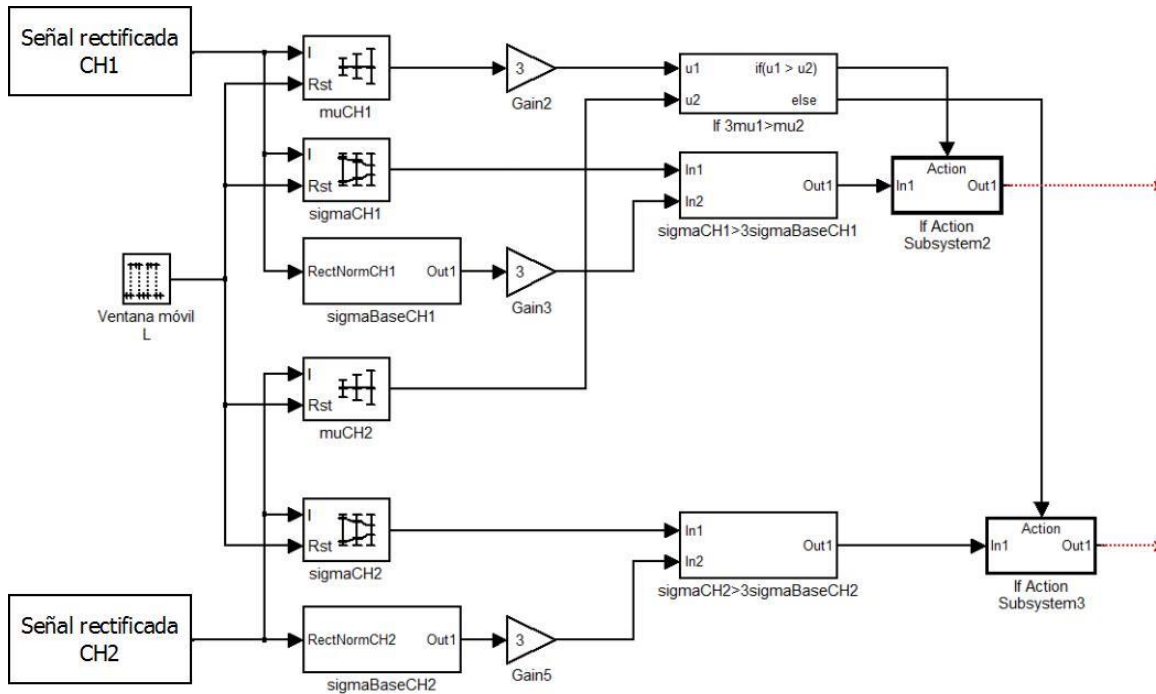


Figura L - 5. Diagrama de bloques del algoritmo FMA en el programa de control del exoesqueleto.

La sección dedicada al cálculo de la desviación estándar durante 2 segundos en la Figura L - 6 utiliza el bloque “*sigmaBaseCH*” que realiza la operación en la medida que avanza la adquisición, el bloque “*Ventana fija M*” es una señal de pulso que detiene el cálculo cuando se alcanzan los 2 segundos. El bloque “*2-D Maximum*” almacena un único dato calculado en la desviación estándar debido a los bloques “*Reset M*” que permiten registrar un único dato en el último milisegundo que completa los 2 segundos de registro.

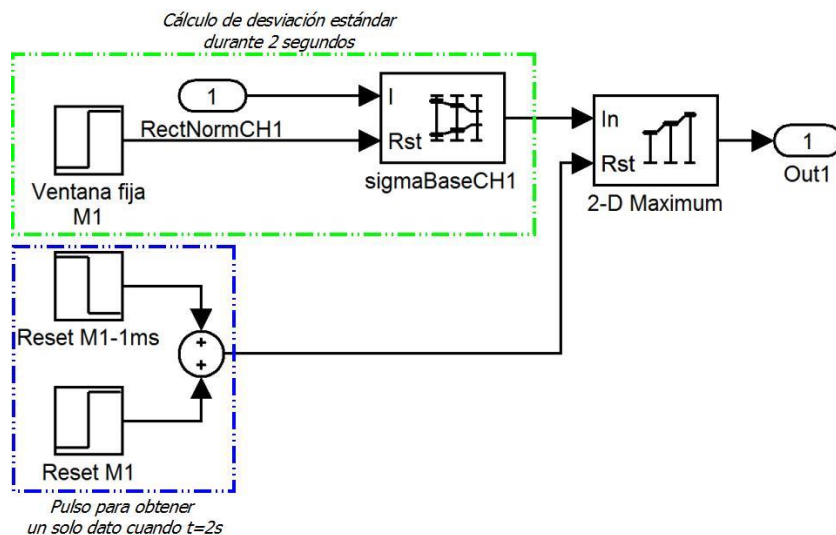


Figura L - 6. Bloques utilizados en el bloque sigmaBaseCH1 para caracterizar la señal base en los primeros 2 segundos de adquisición.

Una vez que la adquisición supera los 2 segundos, el algoritmo cuenta con los valores necesarios para evaluar la actividad muscular. El bloque llamado *If $3\mu_1 > \mu_2$* en la Figura L - 5 evalúa el valor de la media del canal 1 contra la media del canal 2 (ambos calculados en la ventana de tiempo móvil).

En función de la decisión tomada la señal proveniente de los bloques “Subsystem” y “Subsystem1” se tiene una de tres posibles salidas en los dos canales: canal 1 activado y canal 2 desactivado; canal 1 desactivado y canal 2 activado; o ambos canales desactivados. Los bloques “Subsystem” envían cada una de las posibles salidas a través de los bloques presentados en la Figura L - 7 y Figura L - 8. El bloque “Merge” permite la salida del último valor que el bloque “If” permita pasar.

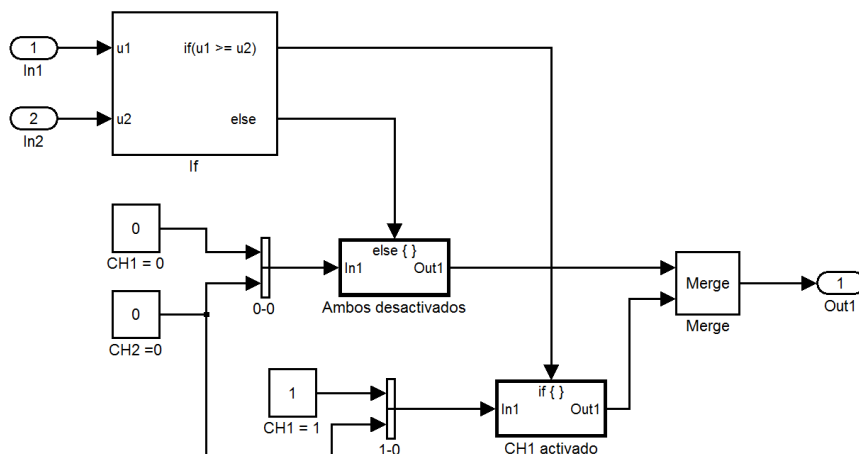


Figura L - 7. Diagrama de bloques utilizado dentro de los bloques “Subsystem”. Dentro de estos bloques se realiza la comparación de las desviaciones estándar de las ventanas de tiempo fija y móvil para evaluar la activación muscular de cada canal.

La sección enfocada al acondicionamiento de la señal binaria (Figura L - 3) recibe uno de los tres posibles estados de la activación muscular que el algoritmo FMA permite enviar. El diagrama correspondiente a esta sección se muestra en la Figura L - 8. El acondicionamiento de la señal binaria es necesario debido a que el uso de la ventana de tiempo móvil con señales de pulso provoca que cada 50 ms la señal binaria regrese a un valor de 0 cuando menos por 1 ms incluso cuando existe una activación debido al reinicio en el cálculo de las características dentro de la ventana de tiempo móvil. Con el bloque "Pulse Generator" se agregó una ventana de tiempo que en conjunto con los bloques "Media de activación" se calcula la media de la señal binaria 3 veces por segundo en cada canal. Si el valor de la señal binaria es mayor que 0 cada 333 ms, se envía un 1 constante a la salida. De lo contrario se envía un 0 constante. Al final de la sección de acondicionamiento de la señal binaria se encuentran las salidas binarias que componen el grafico binario del primer nivel en el programa. Una señal binaria con valores continuos en el tiempo es importante para asegurar un seguimiento continuo por parte del motor con respecto de la señal medida por el potenciómetro.

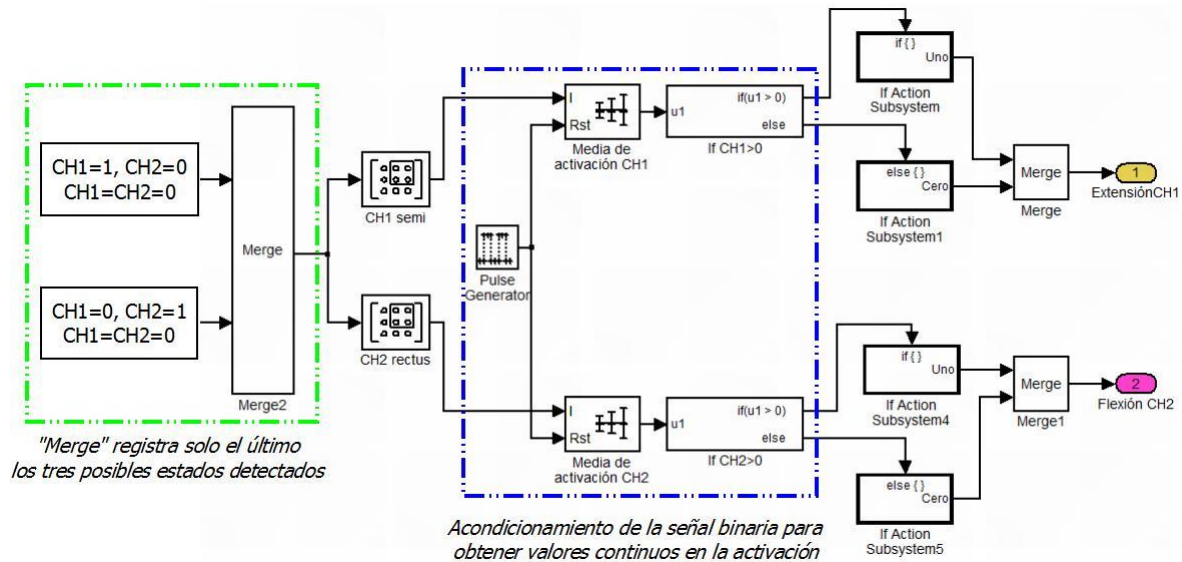


Figura L - 8. Diagrama de bloques para el acondicionamiento de la señal binaria en la detección de la activación muscular.

- Señal de control para el motor

El segundo bloque principal presentado en la Figura L - 2 es el programa de señal de control hacia el motor. Dentro de este bloque se encuentra el diagrama presentado en la Figura L - 9.

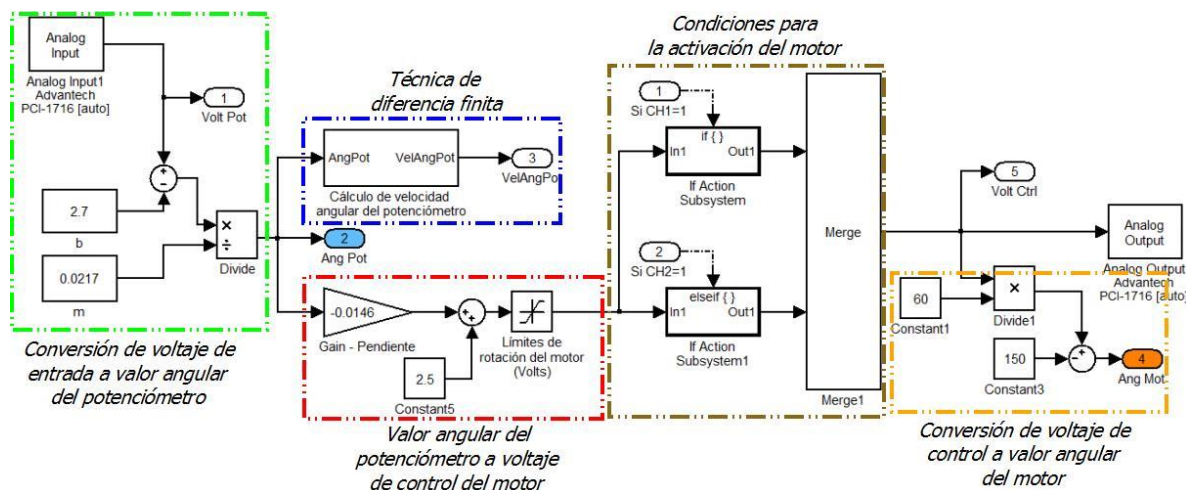


Figura L - 9. Diagrama de bloques de la sección dedicada a conversión de la posición angular del potenciómetro a señal de control en el motor.

La sección dedicada a la conversión del voltaje del potenciómetro a un valor angular realiza operaciones con el voltaje regulado por el potenciómetro para expresar la señal en valores proporcionales a los $\pm 150^\circ$ considerados como el rango de movimiento útil en el potenciómetro (sección 3.2.6.2).

Una vez que el voltaje regulado por el potenciómetro se ha convertido a un valor de posición angular, una sección del diagrama de bloques se destina al cálculo de la velocidad angular a partir de la técnica de diferencia finita (ecuación (3-30), sección 3.2.6.2). El subsistema encargado de calcular la velocidad por esta técnica se presenta en la Figura L - 10. Los bloques de pulso a la izquierda extraen las muestras $i + 1$ e $i - 1$ en el ángulo del potenciómetro en la medida que el tiempo de adquisición avanza. A la salida se tiene una estimación de la velocidad angular del movimiento.

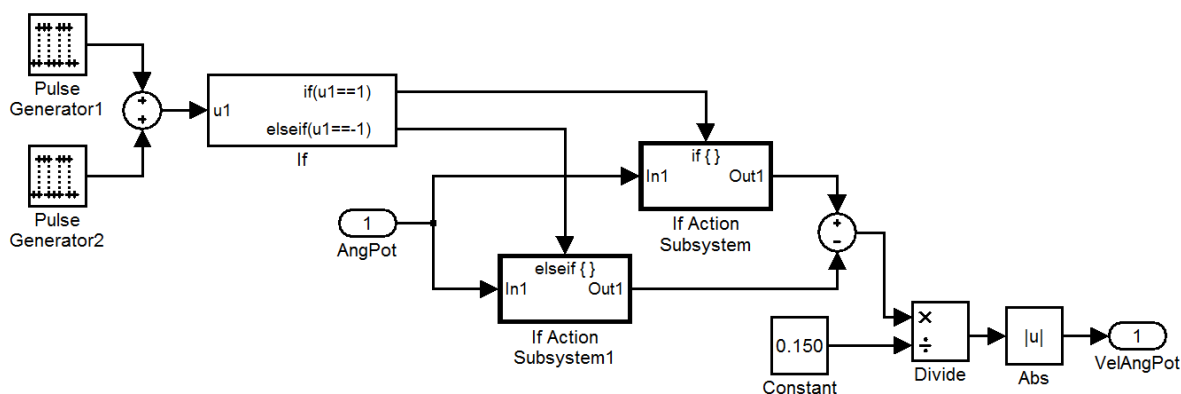


Figura L - 10. Diagrama de bloques para el cálculo de la velocidad angular del potenciómetro a partir de la técnica de diferencia finita.

Los bloques dedicados a la conversión de valor angular del potenciómetro a voltaje de control del motor utilizan la ecuación (3-31) que define el comportamiento lineal del motor en función del valor angular deseado. El bloque de saturación contiene los valores en Volts de la señal de control para limitar la rotación del eje del motor más allá de los rangos de movimiento establecidos. Los valores límites corresponden como se muestra en la Tabla L - 1.

Tabla L - 1. Voltajes de control límite para el rango de movimiento del motor.

	<i>Pierna asistida</i>			
	<i>Derecha</i>		<i>Izquierda</i>	
	<i>Extensión 20°</i>	<i>Flexión 120°</i>	<i>Extensión 20°</i>	<i>Flexión 120°</i>
<i>Voltaje de saturación (V)</i>	2.18	4.40	2.83	0.59

Los bloques para condicionar la activación del motor están en función de la señal binaria proveniente del programa de detección de activación muscular. Cuando alguno de los dos músculos envía una señal de activación, el voltaje de control calculado en la sección anterior es alimentado al motor, de lo contrario se entrega un voltaje constante correspondiente a la última posición angular del potenciómetro cuando existió activación muscular. Para la primera detección dada al correr el programa, el usuario debe hacer una contracción muscular para que el motor alcance al potenciómetro en la señal de control, previo a la alimentación de trabajo del motor. El bloque “Merge” permite que la señal que se envíe a la siguiente sección sea la última señal alimentada por las condiciones a la entrada.

La última sección realiza una conversión del voltaje de control del motor a un valor angular para tener una lectura de la posición angular de la pierna asistida. La señal de control se envía a una salida analógica de la tarjeta Advantech PCI-1716, misma que se conecta en la tarjeta controladora en el motor.

Anexo M. Arco total de movimiento, tiempo y velocidad angular promedio registrados durante las pruebas de adquisición.

En la sección 4.1.2 se reportó la realización de pruebas de adquisición de señales para encontrar una relación entre la amplitud de la señal mioeléctrica y la velocidad angular con la que se realiza un movimiento de flexión o extensión. Este anexo presenta los valores obtenidos de arco de movimiento, tiempo y velocidad promedio para todas las pruebas realizadas en ambos sujetos de prueba a partir del análisis en vídeo.

Anexo M - 1. Registros para el sujeto A en movimientos de flexión en 2 segundos.

Prueba	Arco total (grados)	Tiempo (s)	Velocidad angular promedio (°/s)	Bloque
1	161.2	2.20	73.27	1
2	162.7	2.17	74.98	
3	159.1	1.97	80.76	
4	163.0	2.10	77.62	
5	158.1	2.24	70.58	2
6	165.2	2.10	78.67	
7	176.0	2.37	74.26	
8	164.2	2.27	72.33	
9	163.8	2.30	71.22	3
10	178.2	2.34	76.15	
11	167.2	2.17	77.05	
12	167.1	2.47	67.65	
13	175.6	2.60	67.54	4
14	161.6	2.27	71.19	
15	167.8	2.24	74.91	
16	167.5	2.20	76.14	
17	155.0	2.54	61.02	5
18	154.4	2.10	73.52	
19	167.7	2.27	73.88	
20	160.1	2.17	73.78	
21	158.7	2.30	69.00	6
22	153.8	2.17	70.88	
23	168.0	2.24	75.00	
24	163.4	2.14	76.36	
25	152.6	2.10	72.67	7
26	166.3	2.37	70.17	
27	171.1	2.17	78.85	
28	164.1	2.20	74.59	
Promedio total			73.36	

Anexo M - 2. Registros para el sujeto A en movimientos de flexión en 4 segundos.

Prueba	Arco total (grados)	Tiempo (s)	Velocidad angular promedio (°/s)	Bloque
1	139.0	4.30	32.33	1
2	136.2	4.14	32.90	
3	139.6	4.07	34.30	
4	123.1	4.27	28.83	
5	145.1	4.07	35.65	2
6	143.3	4.10	34.95	
7	144.8	4.07	35.58	
8	142.8	4.17	34.24	
9	136.7	4.17	32.78	3
10	126.0	3.90	32.31	
11	133.2	4.00	33.30	
12	144.6	4.34	33.32	
13	143.7	4.27	33.65	4
14	134.6	4.10	32.83	
15	142.0	4.24	33.49	
16	144.4	4.27	33.82	
17	147.8	4.37	33.82	5
18	132.7	4.04	32.85	
19	138.8	4.07	34.10	
20	138.2	4.10	33.71	
21	138.2	4.44	31.13	6
22	136.0	4.14	32.85	
23	143.8	4.00	35.95	
24	138.5	4.20	32.98	
25	135.6	4.24	31.98	7
26	136.0	4.07	33.42	
27	139.1	4.17	33.36	
28	145.6	4.1	35.51	
Promedio total			33.43	

Anexo M - 3. Registros para el sujeto A en movimientos de extensión en 2 segundos.

Prueba	Arco total (grados)	Tiempo (s)	Velocidad angular promedio (°/s)	Bloque
1	72.9	2.24	32.54	1
2	79.1	2.20	35.95	
3	79.5	2.24	35.49	
4	79.5	2.17	36.64	
5	77.9	2.07	37.63	
6	76.0	2.24	33.93	2
7	85.2	2.20	38.73	
8	78.6	2.04	38.53	
9	80.4	2.14	37.57	
10	83.8	2.20	38.09	
11	71.5	2.40	29.79	3
12	73.5	2.17	33.87	
13	73.0	2.10	34.76	
14	80.4	2.04	39.41	
15	77.1	2.07	37.25	
16	80.6	2.27	35.51	4
17	73.9	2.14	34.53	
18	77.8	2.10	37.05	
19	75.2	2.24	33.57	
20	74.8	1.97	37.97	
21	74.9	2.20	34.05	5
22	82.8	2.34	35.38	
23	84.3	2.20	38.32	
24	44.2	2.10	21.05	
25	68.6	2.37	28.95	
26	73.5	2.30	31.96	6
27	73.4	2.57	28.56	
28	74.5	2.50	29.80	
29	74.7	2.54	29.41	
30	77.3	2.27	34.05	
31	74.2	2.00	37.10	7
32	78.4	2.07	37.87	
33	76.7	2.04	37.60	
34	77.9	2.10	37.10	
Promedio total			34.71	

Anexo M - 4. Registros para el sujeto A en movimientos de extensión en 4 segundos

Prueba	Arco total (grados)	Tiempo (s)	Velocidad angular promedio (°/s)	Bloque
1	74.6	4.04	18.47	1
2	76.6	4.17	18.37	
3	75.4	4.00	18.85	
4	73.2	4.14	17.68	
5	80.2	4.27	18.78	2
6	72.2	4.07	17.74	
7	72.0	4.00	18.00	
8	71.0	4.04	17.57	
9	70.5	4.27	16.51	3
10	66.6	3.90	17.08	
11	68.1	3.97	17.15	
12	69.2	4.24	16.32	
13	81.4	3.70	22.00	4
14	67.1	4.07	16.49	
15	71.6	3.97	18.04	
16	68.2	4.34	15.71	
17	81.2	4.47	18.17	5
18	75.3	4.04	18.64	
19	74.6	4.17	17.89	
20	74.2	3.97	18.69	
21	69.1	4.14	16.69	6
22	72.5	4.10	17.68	
23	72.3	4.30	16.81	
24	72.0	3.97	18.14	
25	84.4	4.14	20.39	7
26	76.4	4.20	18.19	
27	74.1	4.07	18.21	
28	73.9	4.10	18.02	
Promedio total			17.94	

Anexo M - 5. Registros para el sujeto B en movimientos de flexión en 2 segundos.

Prueba	Arco total (grados)	Tiempo (s)	Velocidad angular promedio (°/s)	Bloque
1	146.9	2.94	49.97	1
2	144.0	3.10	46.45	
3	147.4	2.84	51.90	
4	151.0	3.37	44.81	
5	155.2	3.30	47.03	
6	137.8	3.20	43.06	2
7	140.2	3.34	41.98	
8	132.2	3.50	37.77	
9	144.0	3.34	43.11	
10	141.0	3.44	40.99	
11	147.8	3.27	45.20	3
12	149.2	3.20	46.63	
13	144.4	3.07	47.04	
14	147.8	3.10	47.68	
15	145.6	3.04	47.89	
16	146.1	3.00	48.70	4
17	143.5	3.10	46.29	
18	141.8	3.17	44.73	
19	145.8	3.40	42.88	
20	144.5	3.37	42.88	
21	147.2	3.34	44.07	5
22	150.6	3.37	44.69	
23	147.4	2.97	49.63	
24	151.4	2.77	54.66	
25	149.2	2.54	58.74	
26	147.2	2.80	52.57	6
27	156.7	2.87	54.60	
28	143.7	3.37	42.64	
29	147.3	3.04	48.45	
30	135.4	2.84	47.68	
31	145.2	3.07	47.30	7
32	138.4	3.14	44.08	
33	135.2	3.37	40.12	
34	145.8	3.77	38.67	
35	140.8	3.74	37.65	
36	136.2	3.14	43.38	
37	135.2	2.84	47.61	
38	150.5	3.40	44.26	
Promedio total			45.99	

Anexo M - 6. Registros para el sujeto B en movimientos de flexión en 4 segundos.

Prueba	Arco total (grados)	Tiempo (s)	Velocidad angular promedio (°/s)	Bloque
1	130.1	4.50	28.91	1
2	135.2	4.80	28.17	
3	128.2	4.17	30.74	
4	134.6	4.40	30.59	
5	143.3	4.47	32.06	2
6	138.0	4.27	32.32	
7	134.2	4.14	32.42	
8	131.4	4.37	30.07	
9	134.6	4.14	32.51	
10	145.5	4.27	34.07	3
11	133.8	4.10	32.63	
12	127.4	4.00	31.85	
13	143.4	3.97	36.12	
14	141.7	3.67	38.61	4
15	139.2	3.87	35.97	
16	138.5	4.14	33.45	
17	138.3	3.80	36.39	
18	135.0	4.24	31.84	5
19	139.7	4.37	31.97	
20	135.9	4.30	31.60	
21	132.3	4.07	32.51	
22	144.5	4.14	34.90	6
23	135.6	3.94	34.42	
24	138.0	3.70	37.30	
25	144.6	4.34	33.32	
26	137.9	3.80	36.29	7
27	141.0	3.94	35.79	
28	135.1	3.94	34.29	
29	130.4	4.04	32.28	
Promedio total			33.22	

Anexo M - 7. Registros para el sujeto B en movimientos de extensión en 2 segundos.

Prueba	Arco total (grados)	Tiempo (s)	Velocidad angular promedio (°/s)	Bloque
1	66.8	3.57	18.71	1
2	67.0	3.10	21.61	
3	63.7	3.04	20.95	
4	66.4	3.50	18.97	
5	69.4	3.04	22.83	
6	52.0	3.14	16.56	2
7	63.6	3.90	16.31	
8	57.1	3.37	16.94	
9	62.1	3.40	18.26	
10	63.8	3.70	17.24	
11	57.3	2.90	19.76	3
12	57.2	3.20	17.88	
13	59.1	3.37	17.54	
14	63.9	3.67	17.41	
15	62.1	3.50	17.74	
16	66.4	3.07	21.63	4
17	60.4	3.24	18.64	
18	62.6	3.30	18.97	
19	65.4	3.20	20.44	
20	66.6	3.27	20.37	
21	52.1	2.77	18.81	5
22	57.4	3.70	15.51	
23	66.9	4.00	16.73	
24	62.6	3.00	20.87	
25	58.1	3.10	18.74	
26	62.8	3.04	20.66	6
27	62.3	2.87	21.71	
28	63.0	3.40	18.53	
29	62.5	2.87	21.78	
30	63.2	2.84	22.25	
31	68.7	3.24	21.20	7
32	69.0	2.70	25.56	
33	68.9	3.34	20.63	
Promedio total			19.45	

Anexo M - 8. Registros para el sujeto B en movimientos de extensión en 4 segundos

Prueba	Arco total (grados)	Tiempo (s)	Velocidad angular promedio (°/s)	Bloque
1	57.4	3.67	15.64	1
2	62.8	3.87	16.23	
3	59.8	4.07	14.69	
4	60.9	3.90	15.62	
5	60.8	4.10	14.83	
6	60.2	3.84	15.68	2
7	55.8	4.30	12.98	
8	59.5	4.14	14.37	
9	62.6	4.24	14.76	
10	60.8	3.87	15.71	3
11	66.9	4.10	16.32	
12	63.7	4.04	15.77	
13	58.6	3.90	15.03	
14	56.8	4.07	13.96	4
15	66.0	3.64	18.13	
16	64.9	3.97	16.35	
17	60.3	3.84	15.70	
18	63.1	4.07	15.50	5
19	64.0	4.00	16.00	
20	64.9	3.87	16.77	
21	60.3	3.94	15.30	
22	59.4	4.17	14.24	6
23	60.9	4.07	14.96	
24	61.5	4.04	15.22	
25	58.9	3.80	15.50	
26	53.1	4.00	13.28	7
27	61.0	4.07	14.99	
28	64.2	4.04	15.89	
Promedio total			15.34	

Anexo N. Gráficos de señal binaria para activación muscular en movimientos de flexión y extensión en los sujetos de prueba.

Al evaluar el programa del Anexo M se obtienen los gráficos binarios de activación muscular. Se presentan a continuación los gráficos obtenidos en los sujetos de prueba A y B durante las pruebas de flexión y extensión en 2 y 4 segundos.

Anexo N - 1. Gráficos de activación muscular en el sujeto A para el movimiento de flexión en 2 segundos.

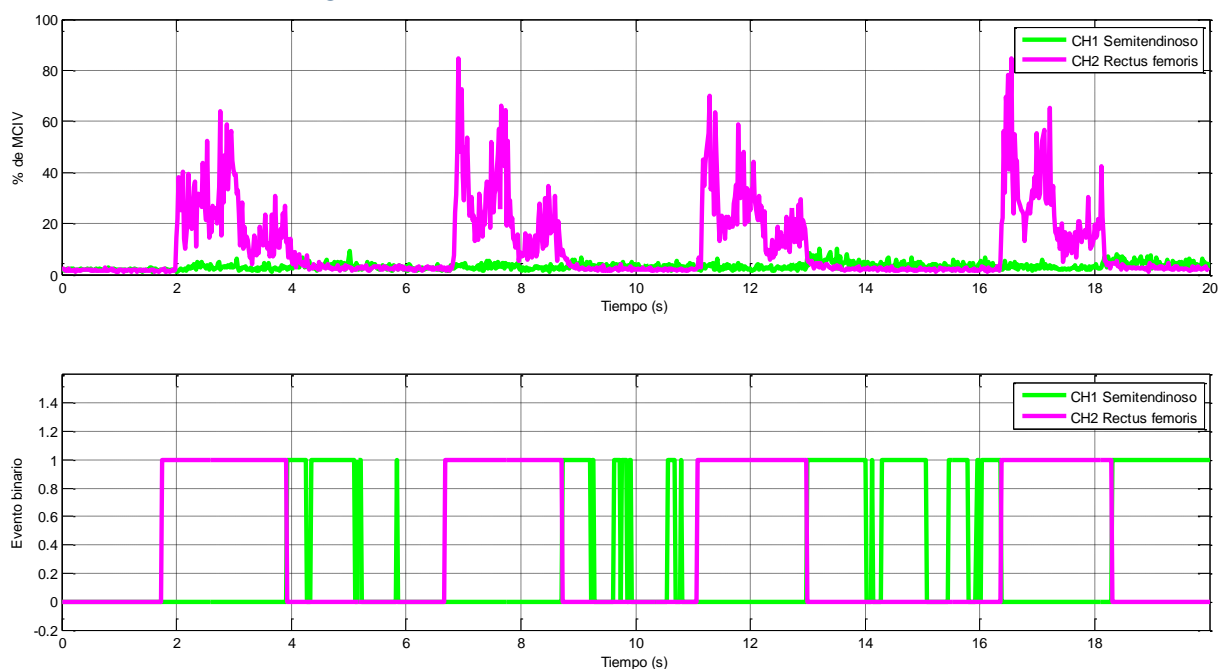


Figura N - 1. Gráficos obtenidos en la prueba #1 para la detección de activación muscular en movimientos de flexión en 2 segundos en el sujeto de prueba A.

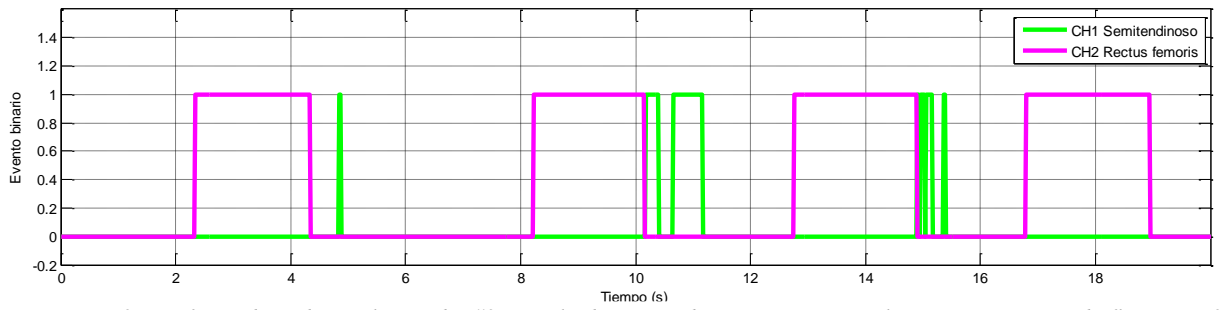
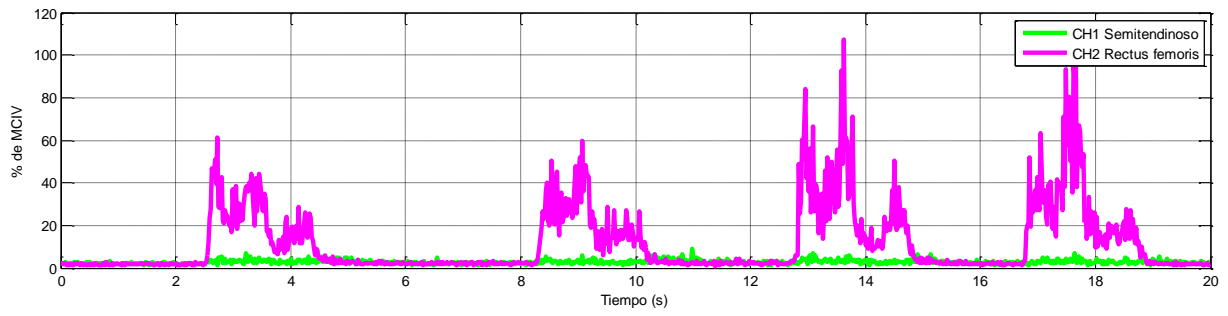


Figura N - 2. Gráficos obtenidos en la prueba #2 para la detección de activación muscular en movimientos de flexión en 2 segundos en el sujeto de prueba A.

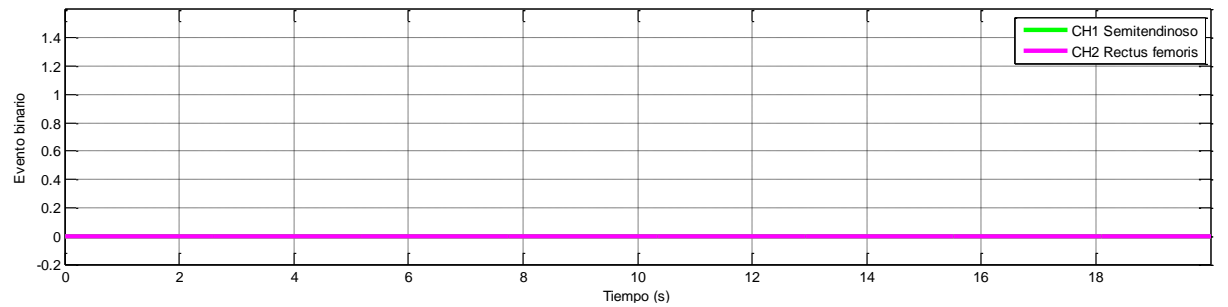
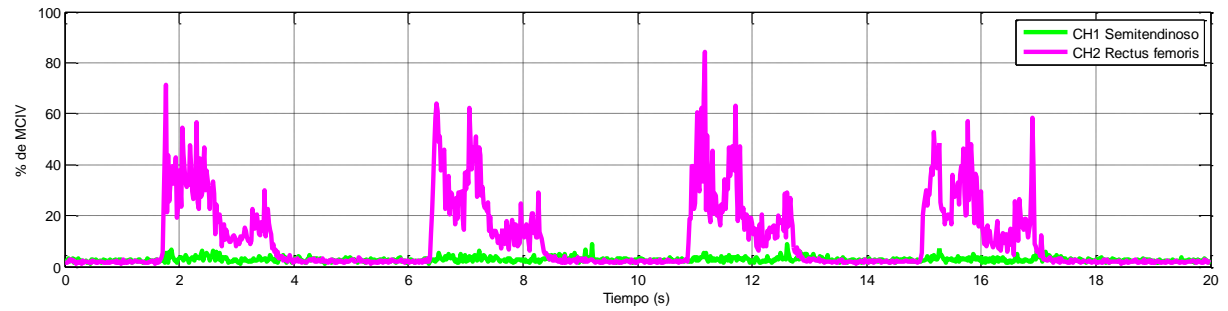


Figura N - 3. Gráficos obtenidos en la prueba #3 para la detección de activación muscular en movimientos de flexión en 2 segundos en el sujeto de prueba A.

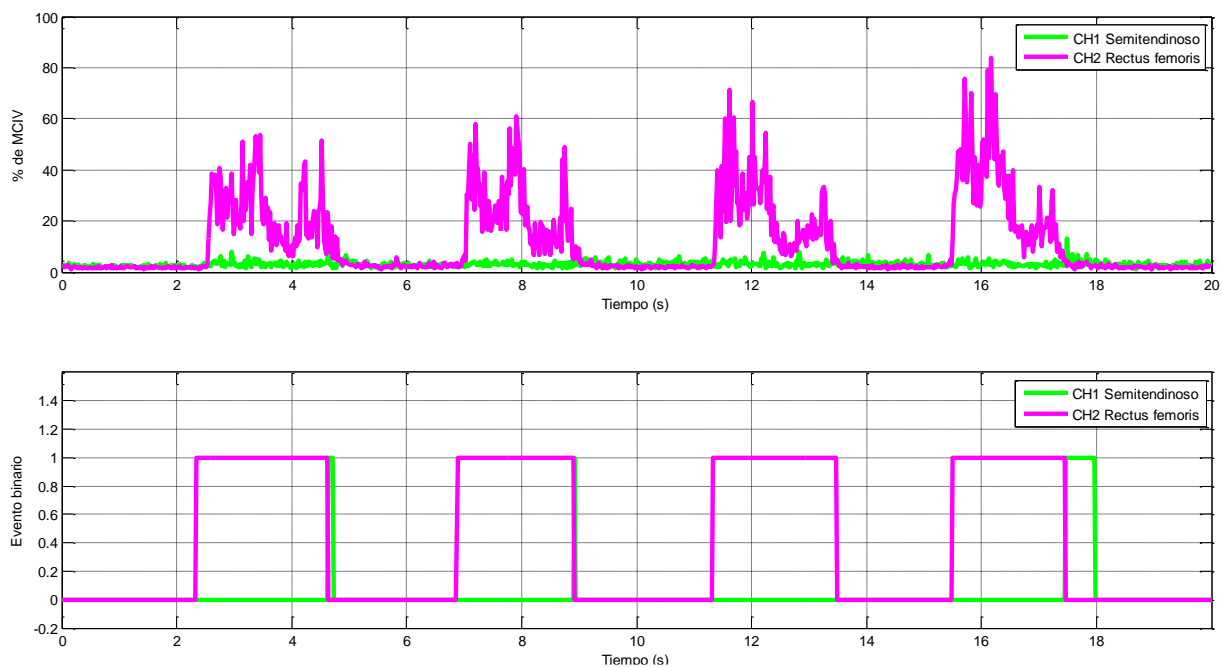


Figura N - 4. Gráficos obtenidos en la prueba #4 para la detección de activación muscular en movimientos de flexión en 2 segundos en el sujeto de prueba A.

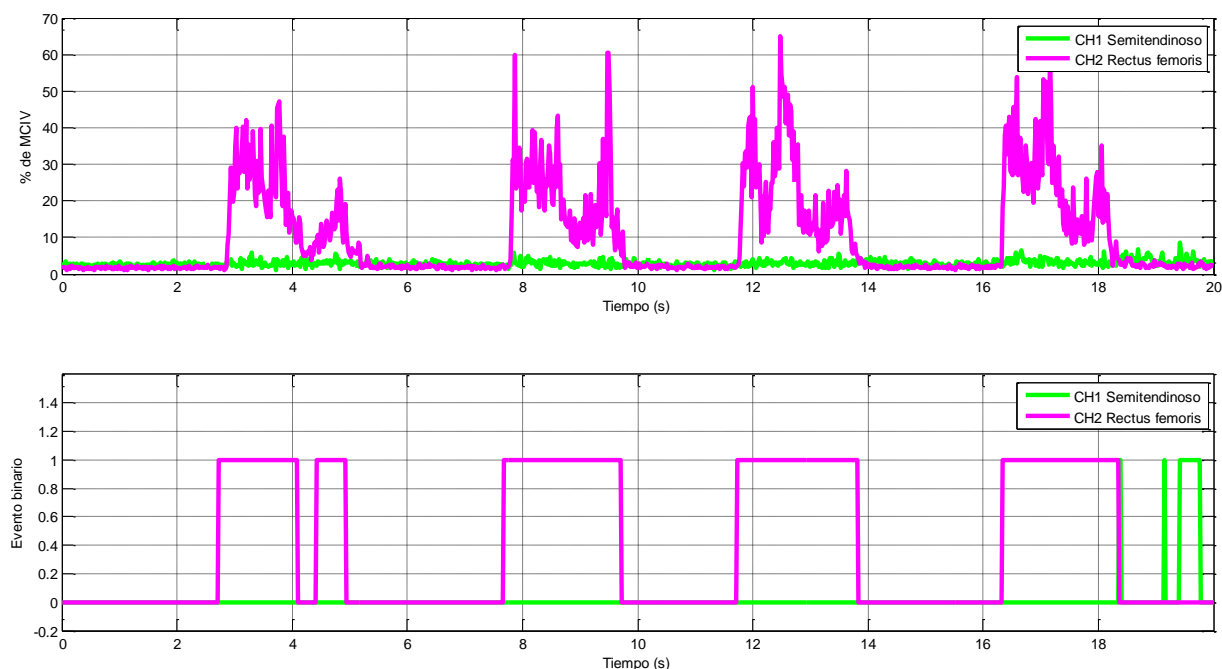


Figura N - 5. Gráficos obtenidos en la prueba #5 para la detección de activación muscular en movimientos de flexión en 2 segundos en el sujeto de prueba A.

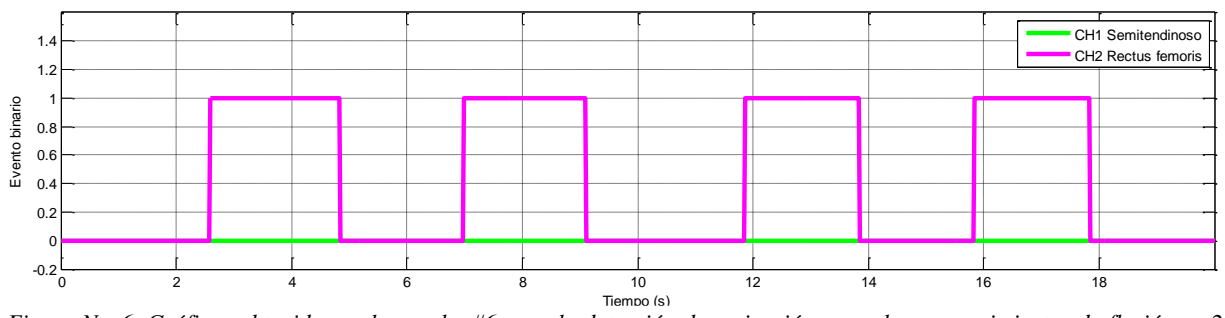
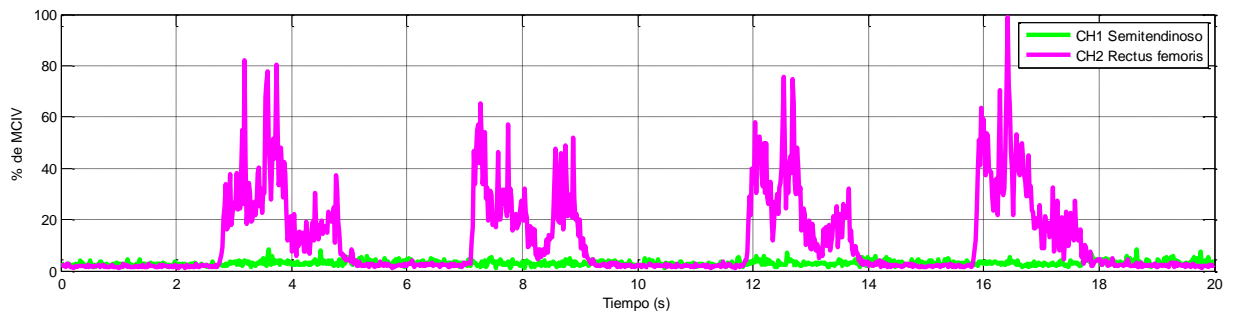


Figura N - 6. Gráficos obtenidos en la prueba #6 para la detección de activación muscular en movimientos de flexión en 2 segundos en el sujeto de prueba A.

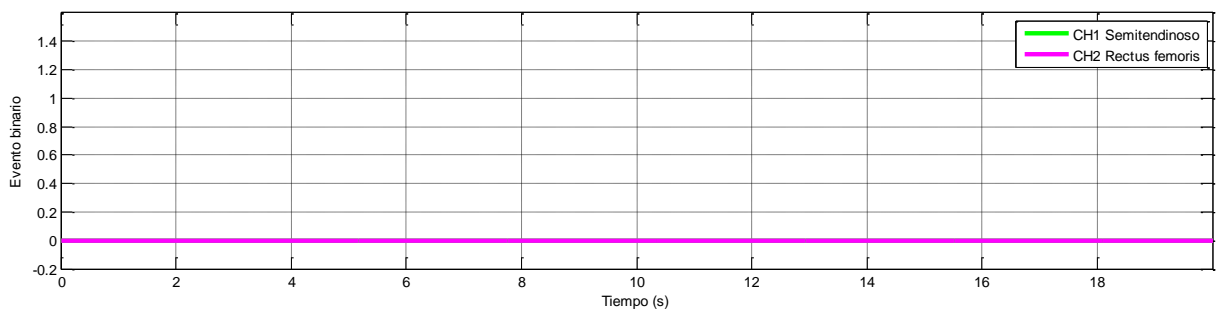
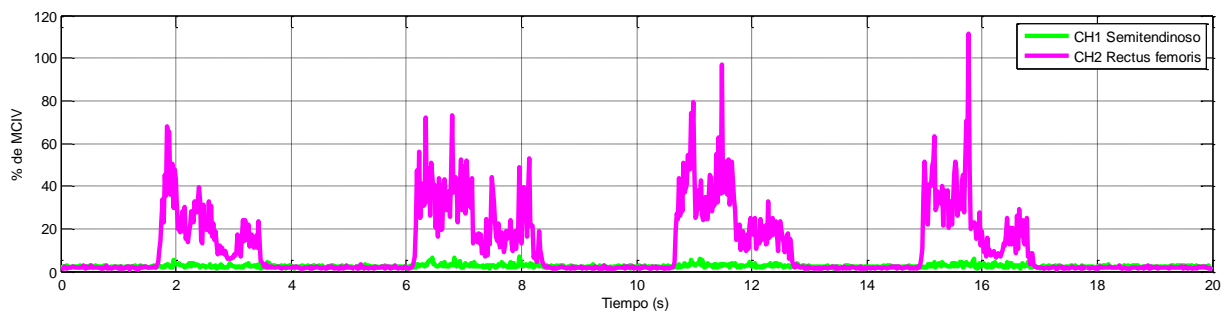


Figura N - 7. Gráficos obtenidos en la prueba #7 para la detección de activación muscular en movimientos de flexión en 2 segundos en el sujeto de prueba A.

Anexo N - 2. Gráficos de activación muscular en el sujeto A para el movimiento de flexión en 4 segundos.

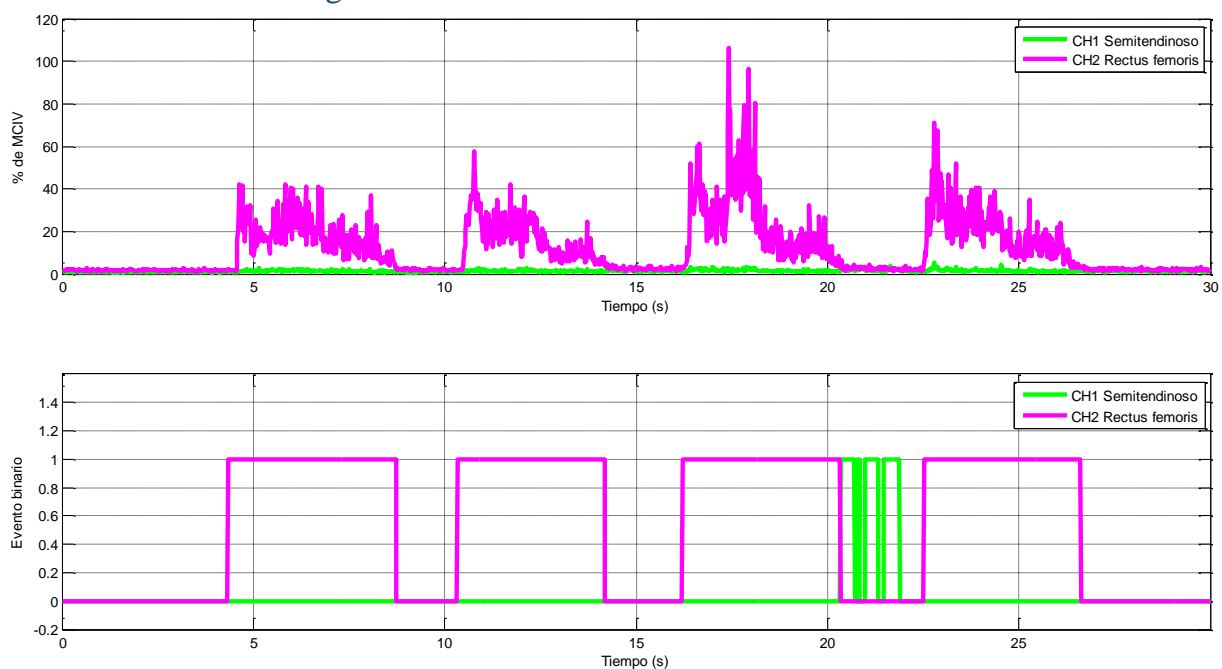


Figura N - 8. Gráficos obtenidos en la prueba #1 para la detección de activación muscular en movimientos de flexión en 4 segundos en el sujeto de prueba A.

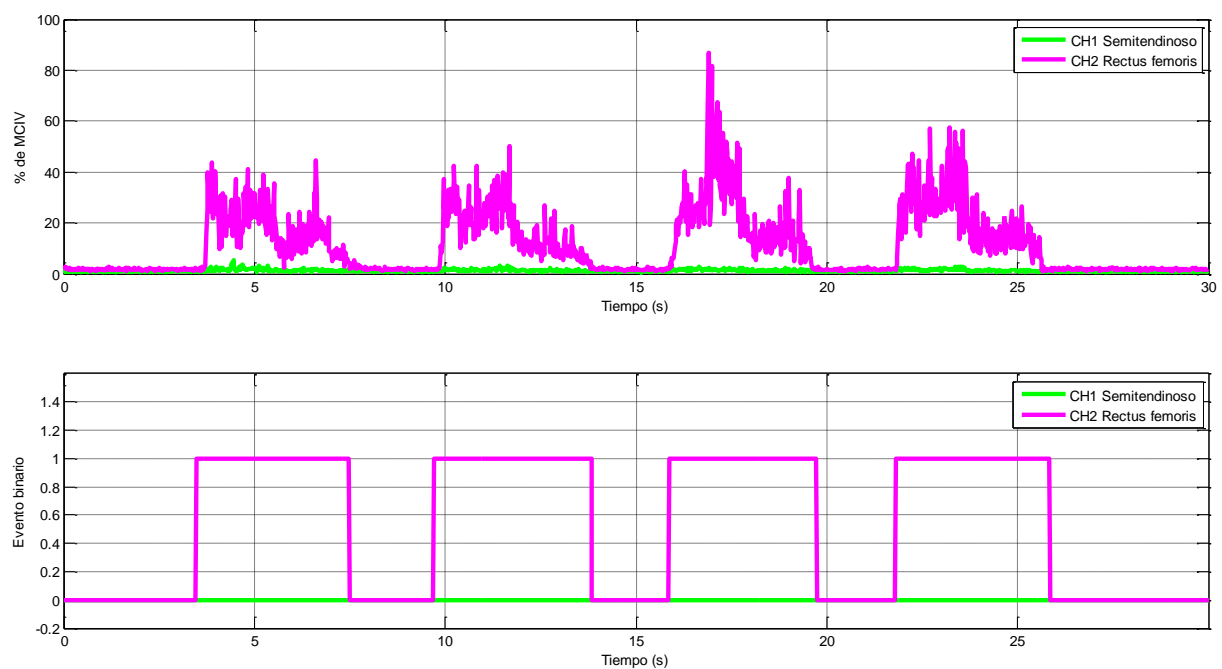


Figura N - 9. Gráficos obtenidos en la prueba #2 para la detección de activación muscular en movimientos de flexión en 4 segundos en el sujeto de prueba A.

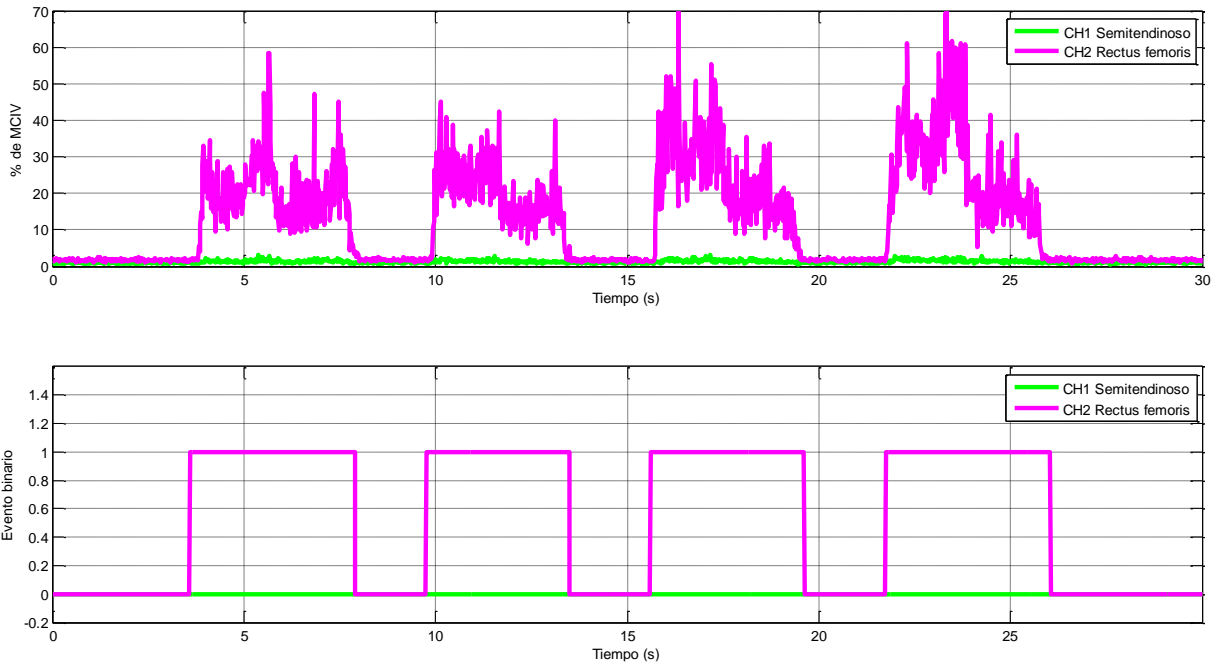


Figura N - 10. Gráficos obtenidos en la prueba #3 para la detección de activación muscular en movimientos de flexión en 4 segundos en el sujeto de prueba A.

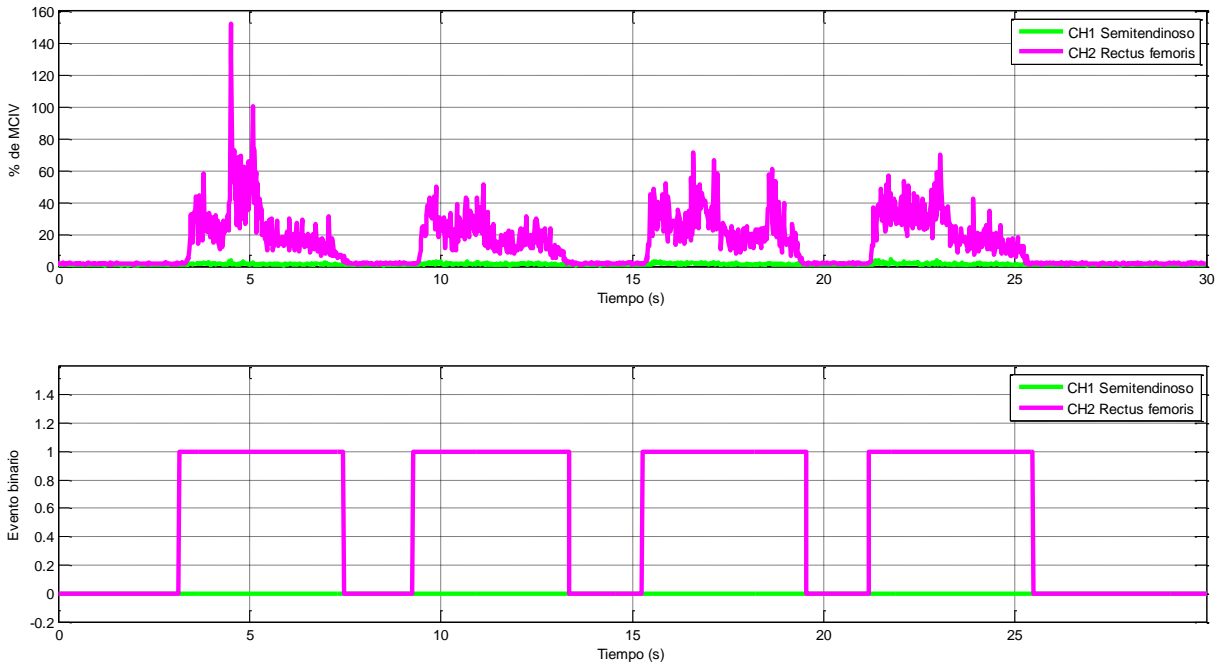


Figura N - 11. Gráficos obtenidos en la prueba #4 para la detección de activación muscular en movimientos de flexión en 4 segundos en el sujeto de prueba A.

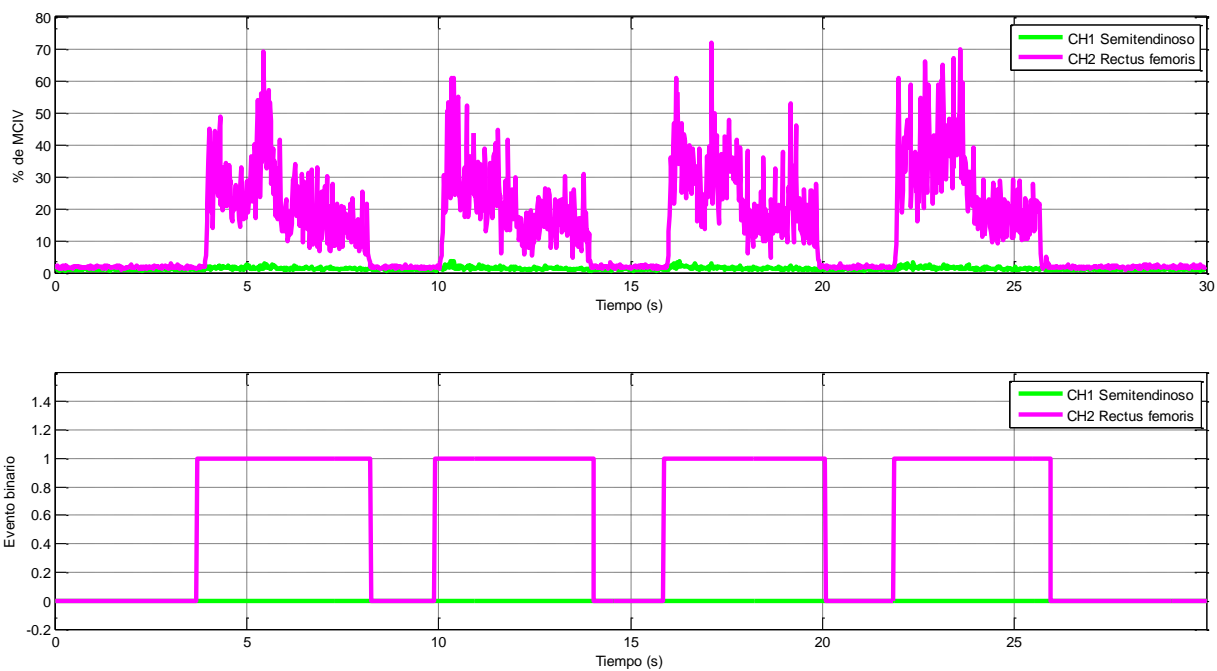


Figura N - 12. Gráficos obtenidos en la prueba #5 para la detección de activación muscular en movimientos de flexión en 4 segundos en el sujeto de prueba A.

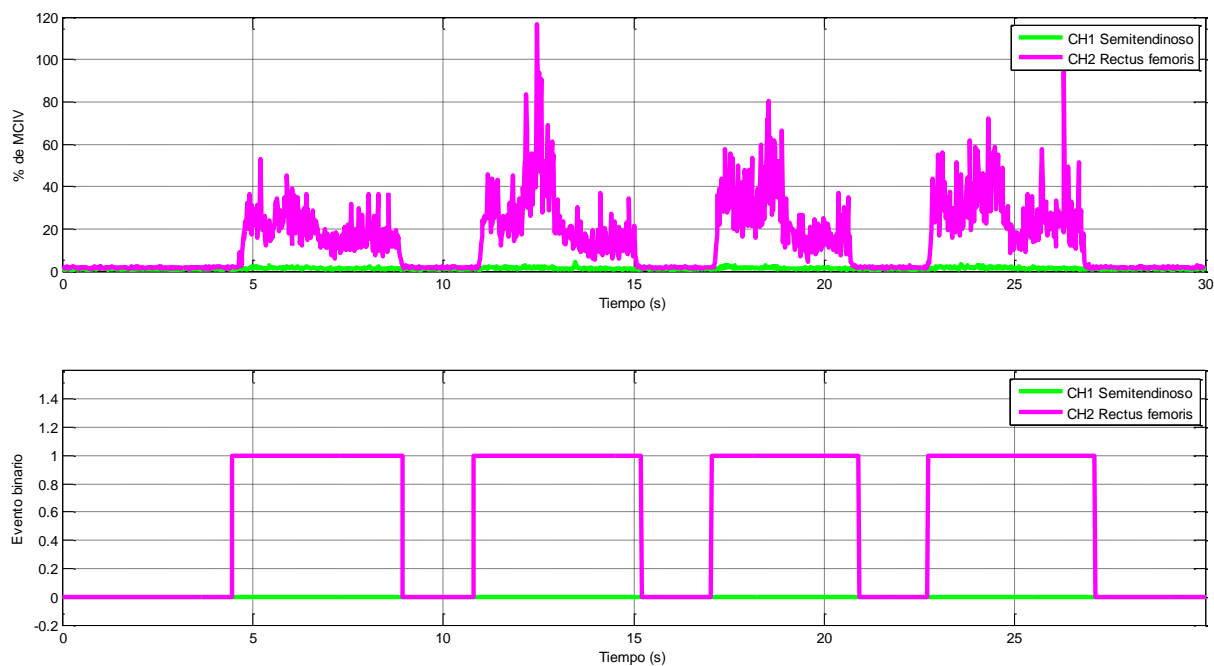


Figura N - 13. Gráficos obtenidos en la prueba #6 para la detección de activación muscular en movimientos de flexión en 4 segundos en el sujeto de prueba A.

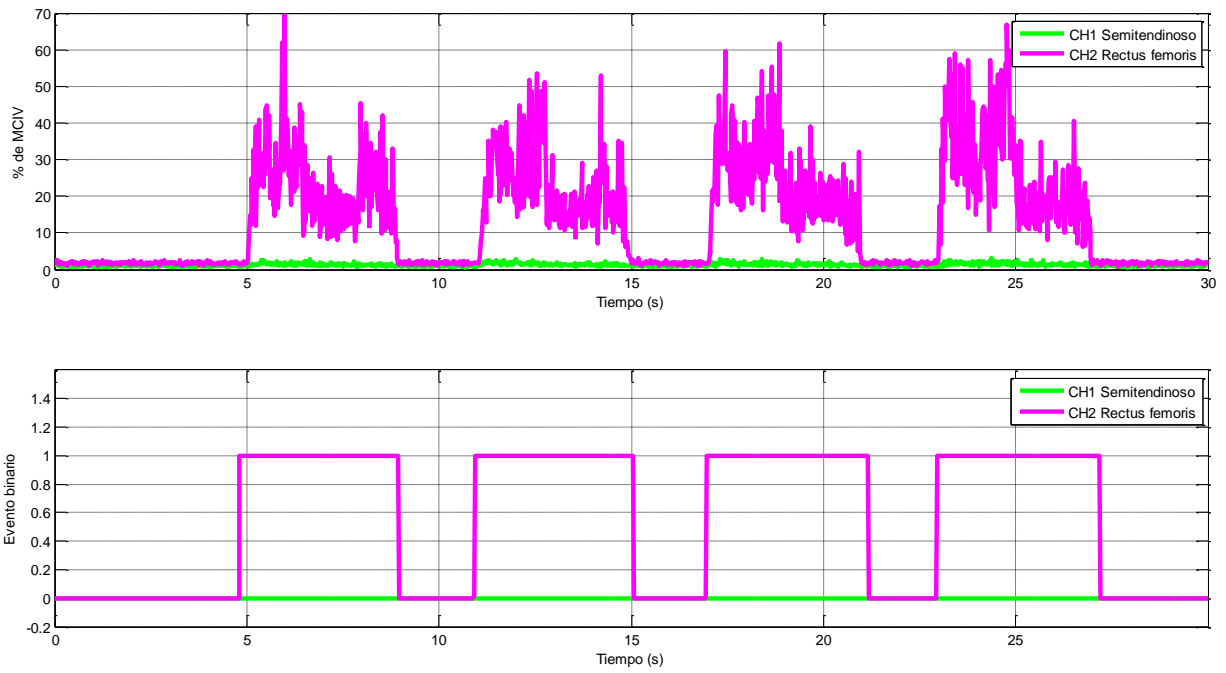


Figura N - 14. Gráficos obtenidos en la prueba #7 para la detección de activación muscular en movimientos de flexión en 4 segundos en el sujeto de prueba A.

Anexo N - 3. Gráficos de activación muscular en el sujeto A para el movimiento de extensión en 2 segundos.

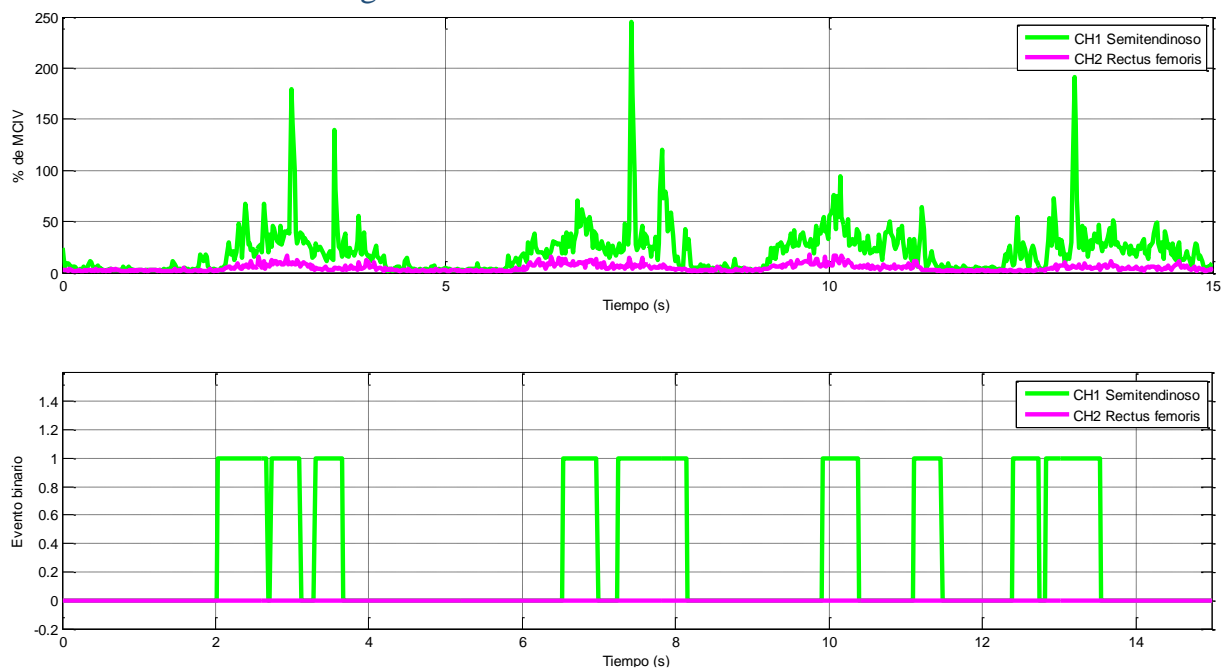


Figura N - 15. Gráficos obtenidos en la prueba #1 para la detección de activación muscular en movimientos de extensión en 2 segundos en el sujeto de prueba A.

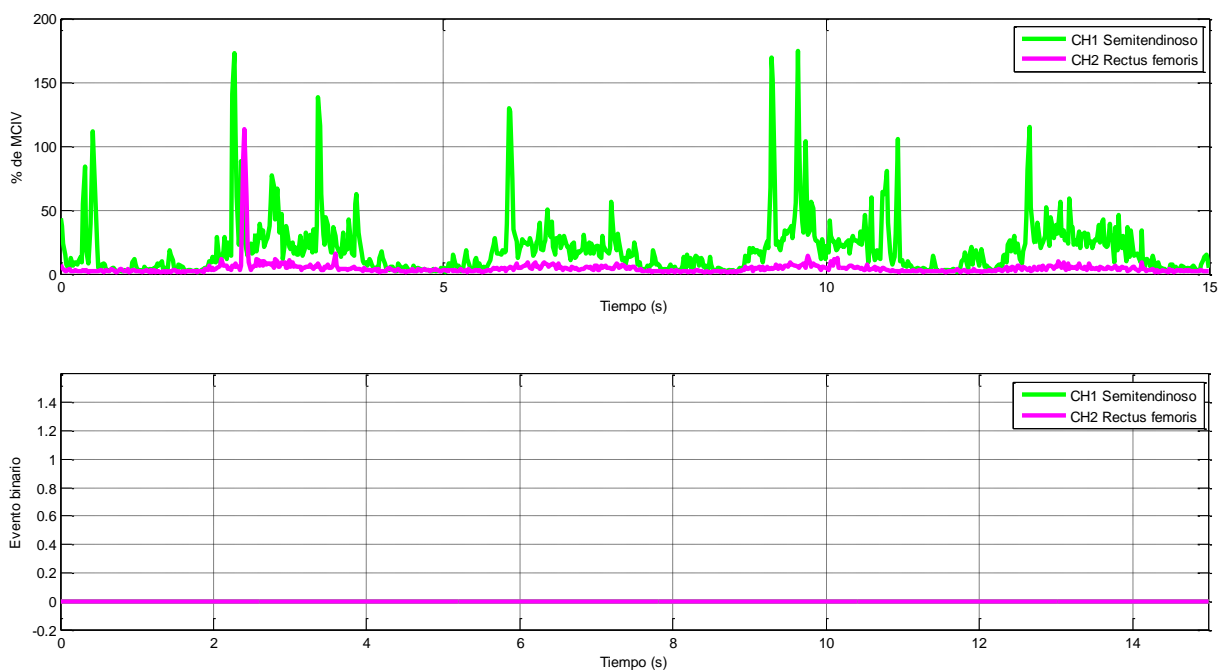


Figura N - 16. Gráficos obtenidos en la prueba #2 para la detección de activación muscular en movimientos de extensión en 2 segundos en el sujeto de prueba A.

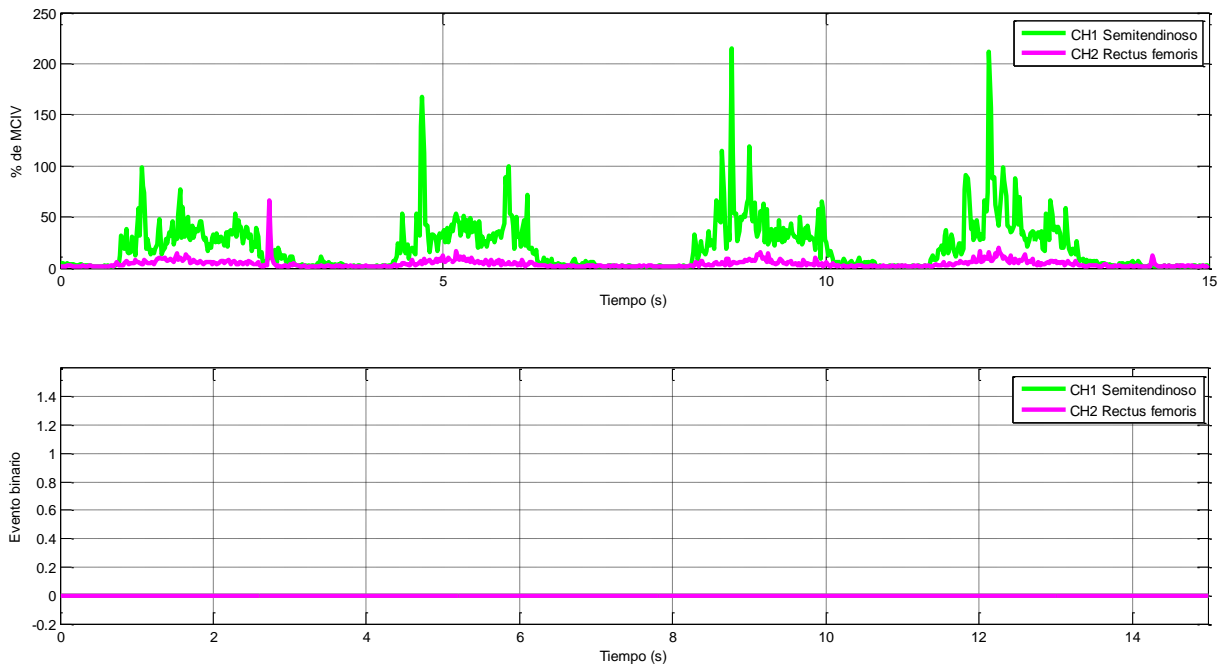


Figura N - 17. Gráficos obtenidos en la prueba #3 para la detección de activación muscular en movimientos de extensión en 2 segundos en el sujeto de prueba A.

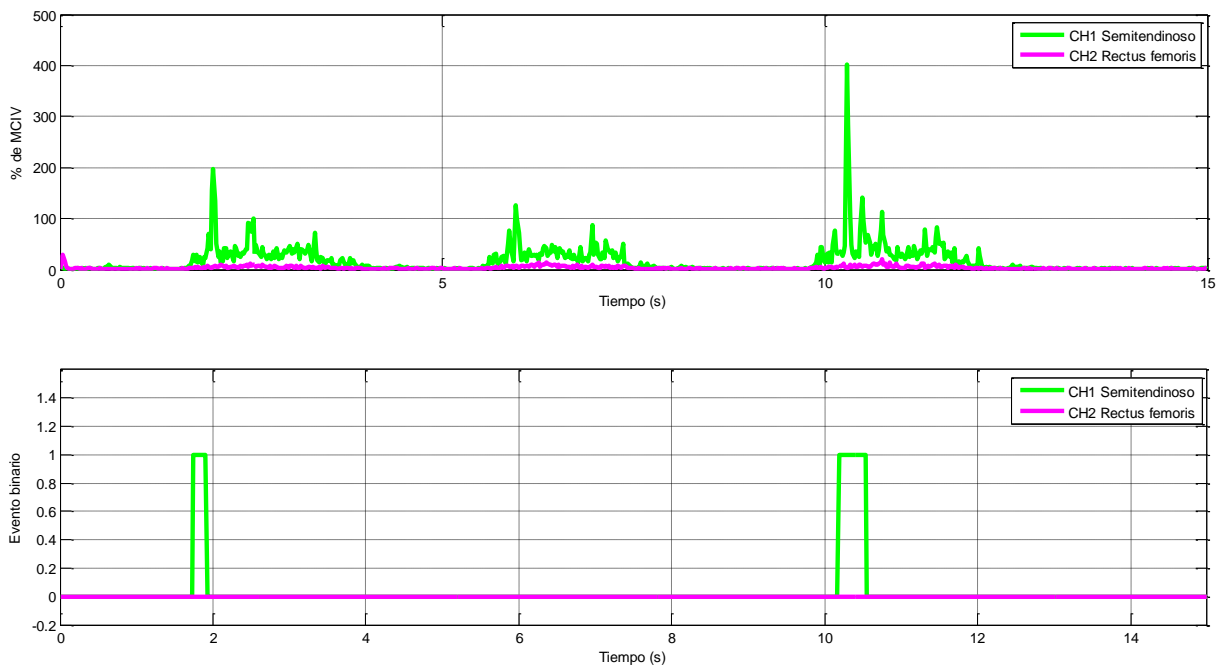


Figura N - 18. Gráficos obtenidos en la prueba #4 para la detección de activación muscular en movimientos de extensión en 2 segundos en el sujeto de prueba A.

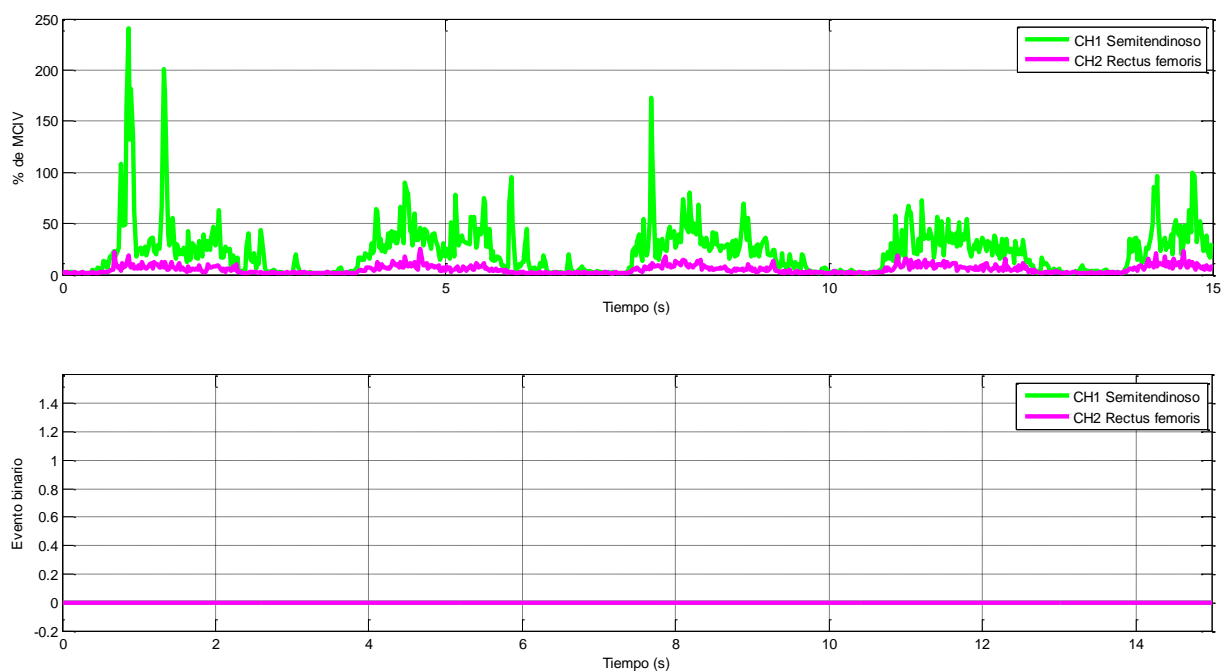


Figura N - 19. Gráficos obtenidos en la prueba #5 para la detección de activación muscular en movimientos de extensión en 2 segundos en el sujeto de prueba A.

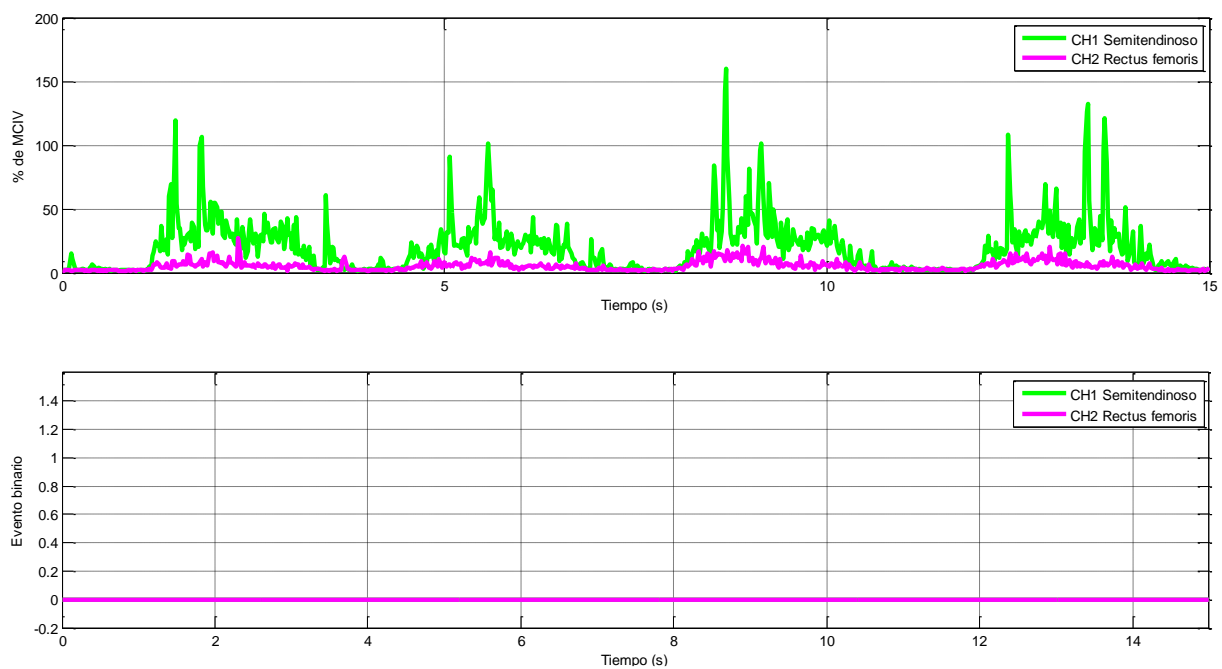


Figura N - 20. Gráficos obtenidos en la prueba #6 para la detección de activación muscular en movimientos de extensión en 2 segundos en el sujeto de prueba A.

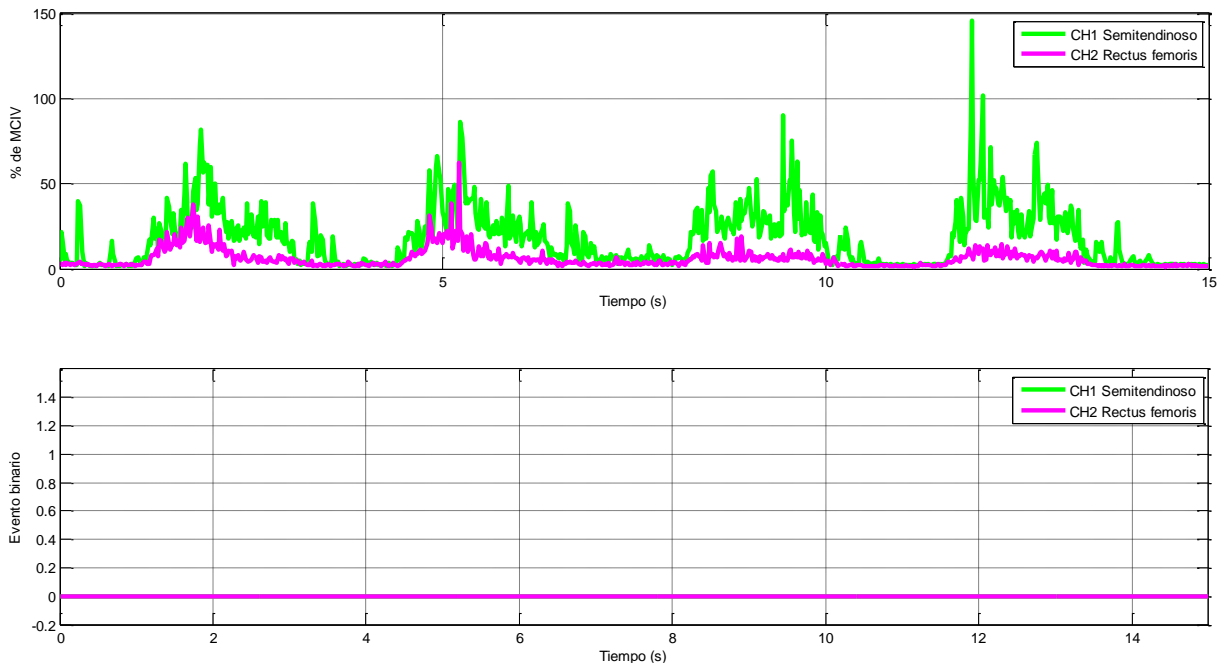


Figura N - 21. Gráficos obtenidos en la prueba #7 para la detección de activación muscular en movimientos de extensión en 2 segundos en el sujeto de prueba A.

Anexo N - 4. Gráficos de activación muscular en el sujeto A para el movimiento de extensión en 4 segundos.

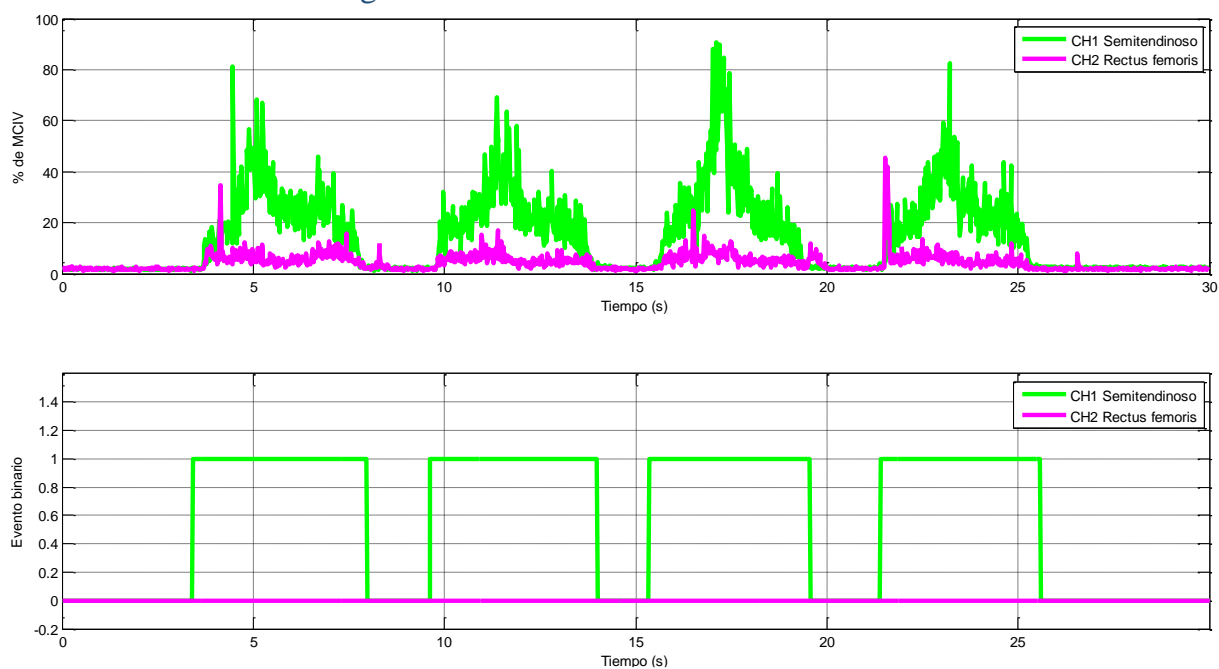


Figura N - 22. Gráficos obtenidos en la prueba #1 para la detección de activación muscular en movimientos de extensión en 4 segundos en el sujeto de prueba A.

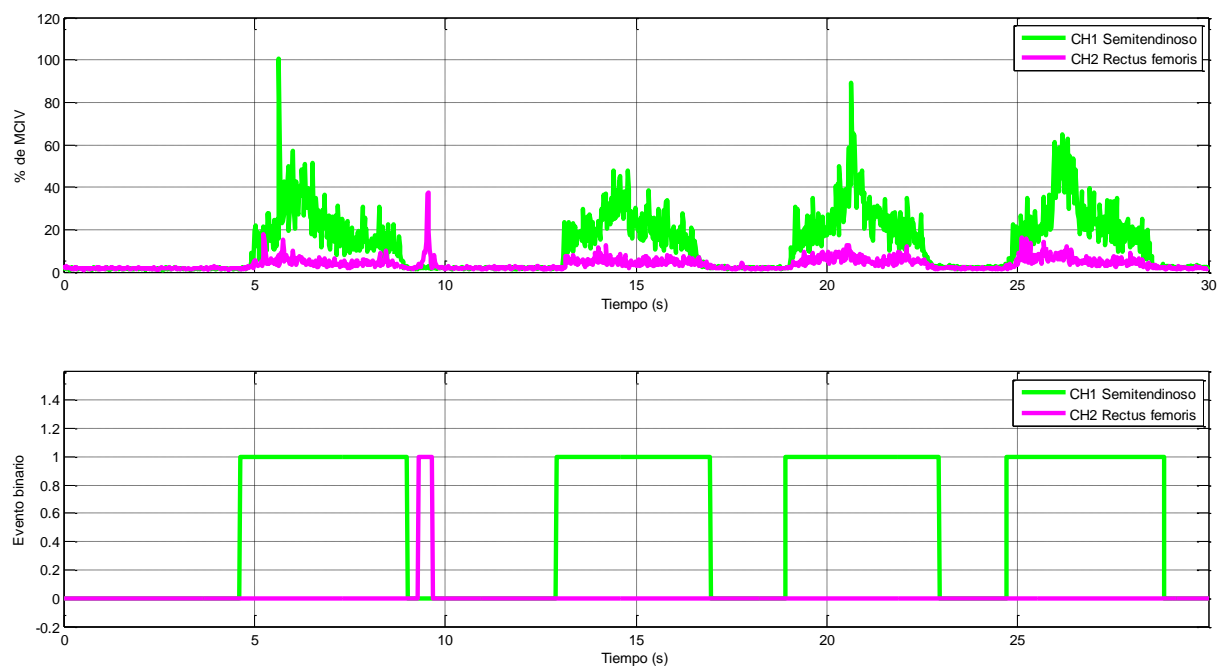


Figura N - 23. Gráficos obtenidos en la prueba #2 para la detección de activación muscular en movimientos de extensión en 4 segundos en el sujeto de prueba A.

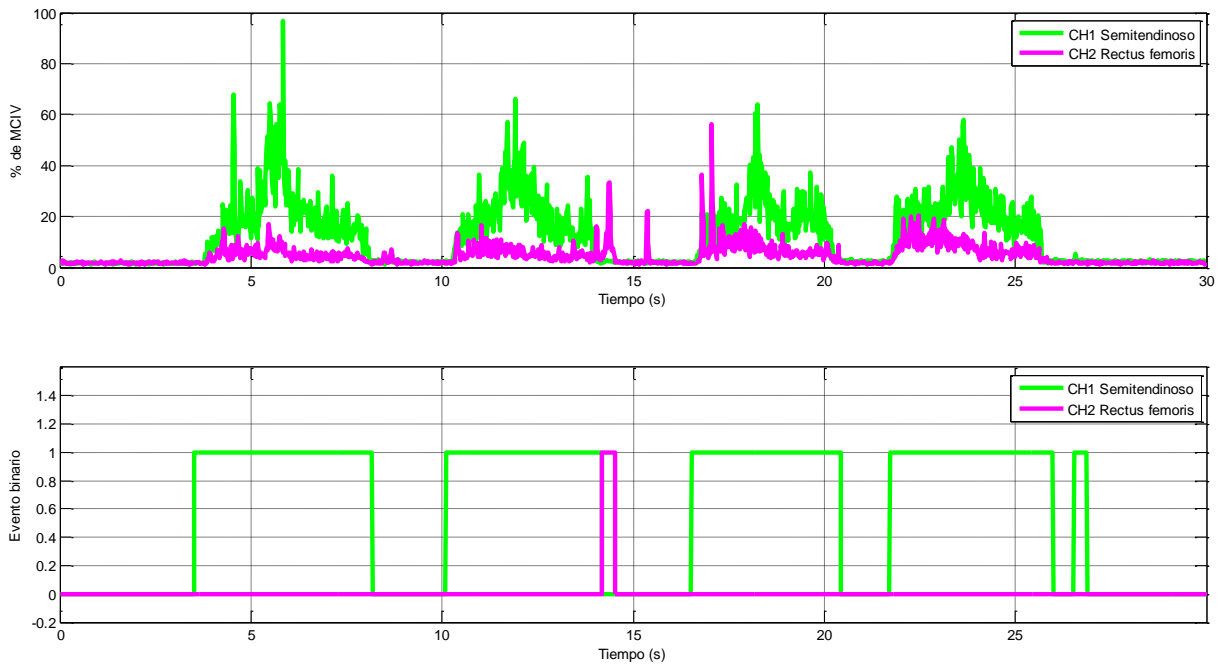


Figura N - 24. Gráficos obtenidos en la prueba #3 para la detección de activación muscular en movimientos de extensión en 4 segundos en el sujeto de prueba A.

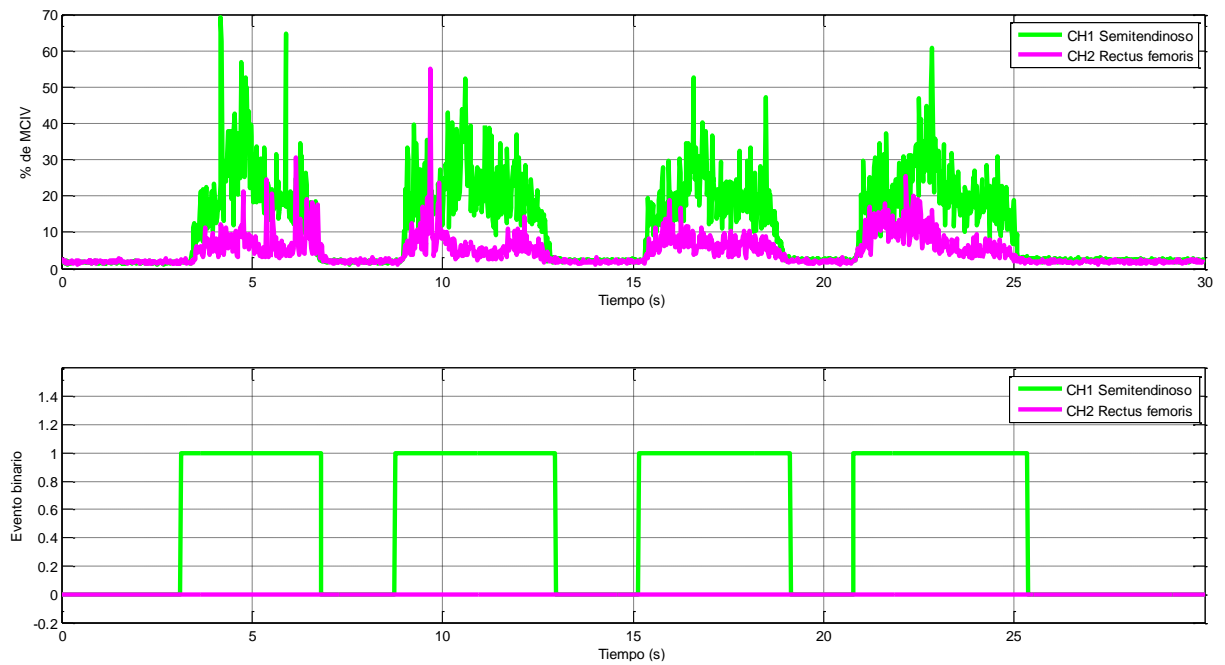


Figura N - 25. Gráficos obtenidos en la prueba #4 para la detección de activación muscular en movimientos de extensión en 4 segundos en el sujeto de prueba A.

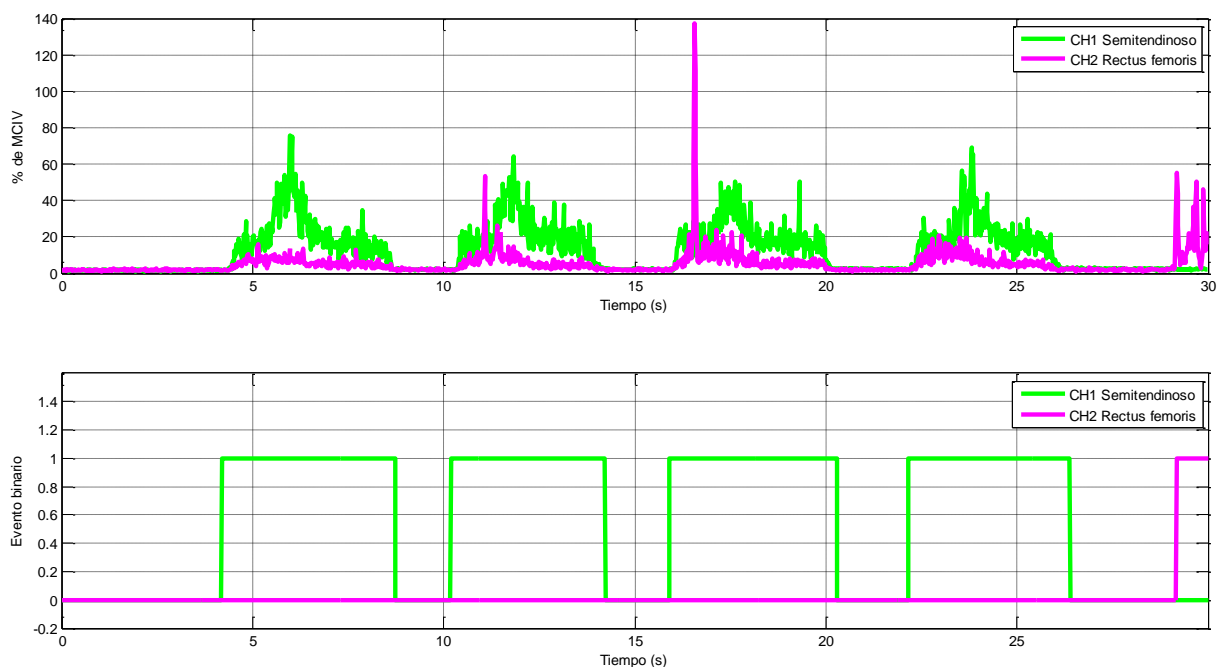


Figura N - 26. Gráficos obtenidos en la prueba #5 para la detección de activación muscular en movimientos de extensión en 4 segundos en el sujeto de prueba A.

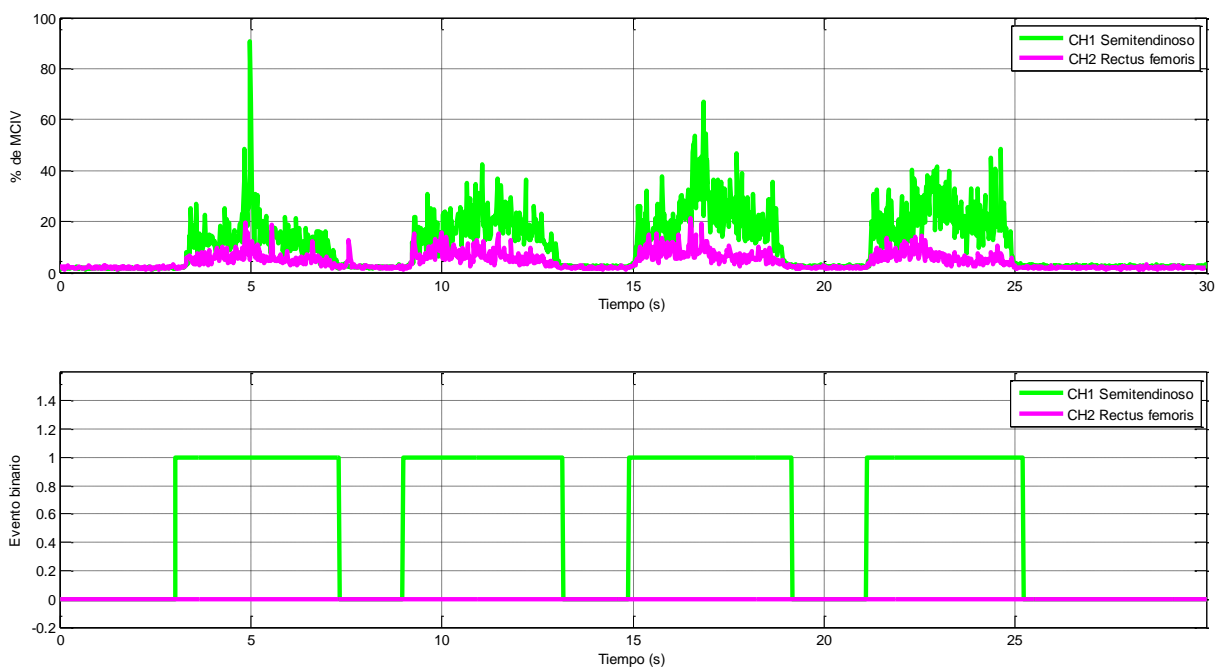


Figura N - 27. Gráficos obtenidos en la prueba #6 para la detección de activación muscular en movimientos de extensión en 4 segundos en el sujeto de prueba A.

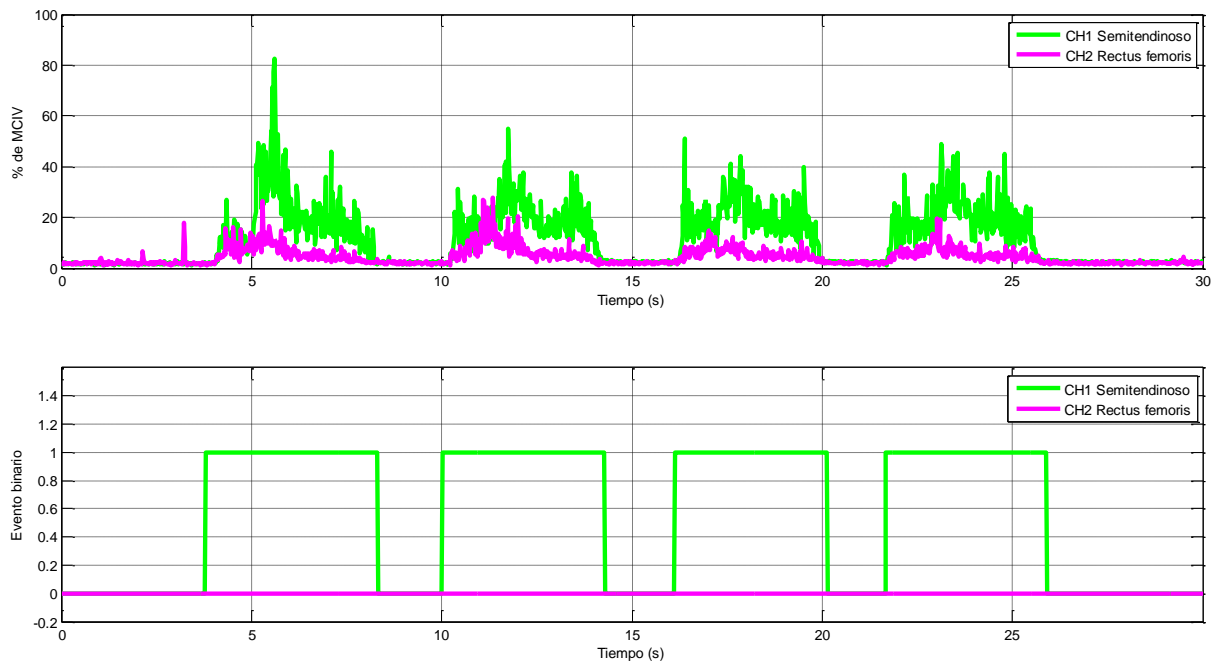


Figura N - 28. Gráficos obtenidos en la prueba #7 para la detección de activación muscular en movimientos de extensión en 4 segundos en el sujeto de prueba A.

Anexo N - 5. Gráficos de activación muscular en el sujeto B para el movimiento de flexión en 2 segundos.

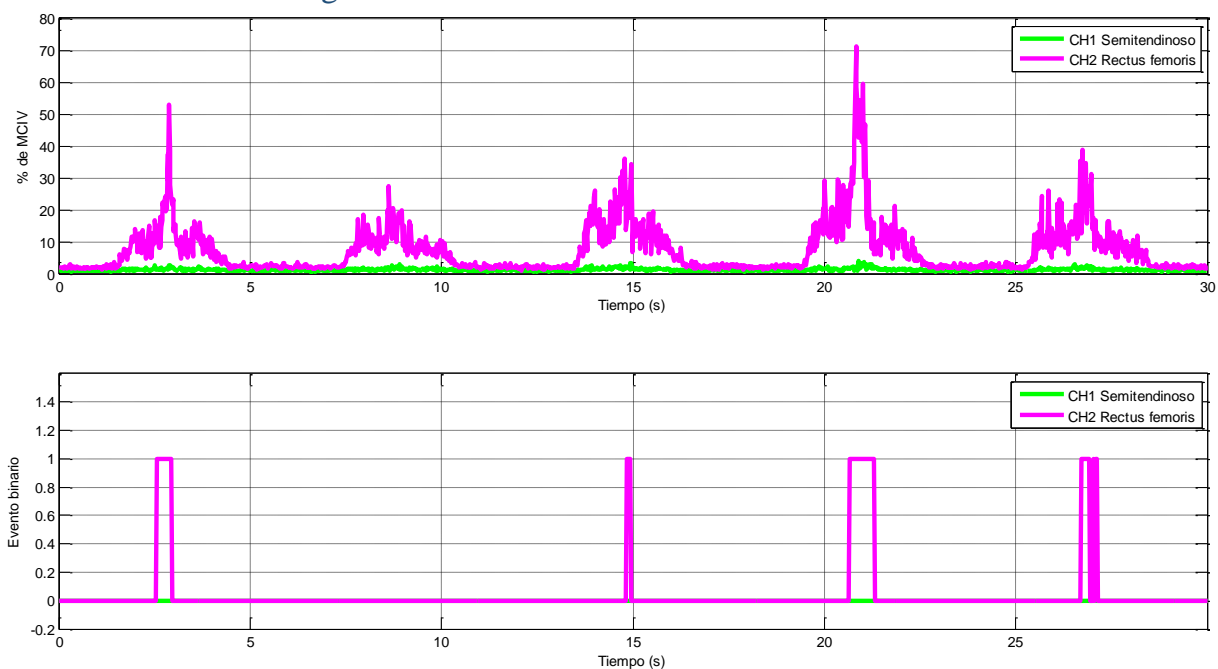


Figura N - 29. Gráficos obtenidos en la prueba #1 para la detección de activación muscular en movimientos de flexión en 2 segundos en el sujeto de prueba B.

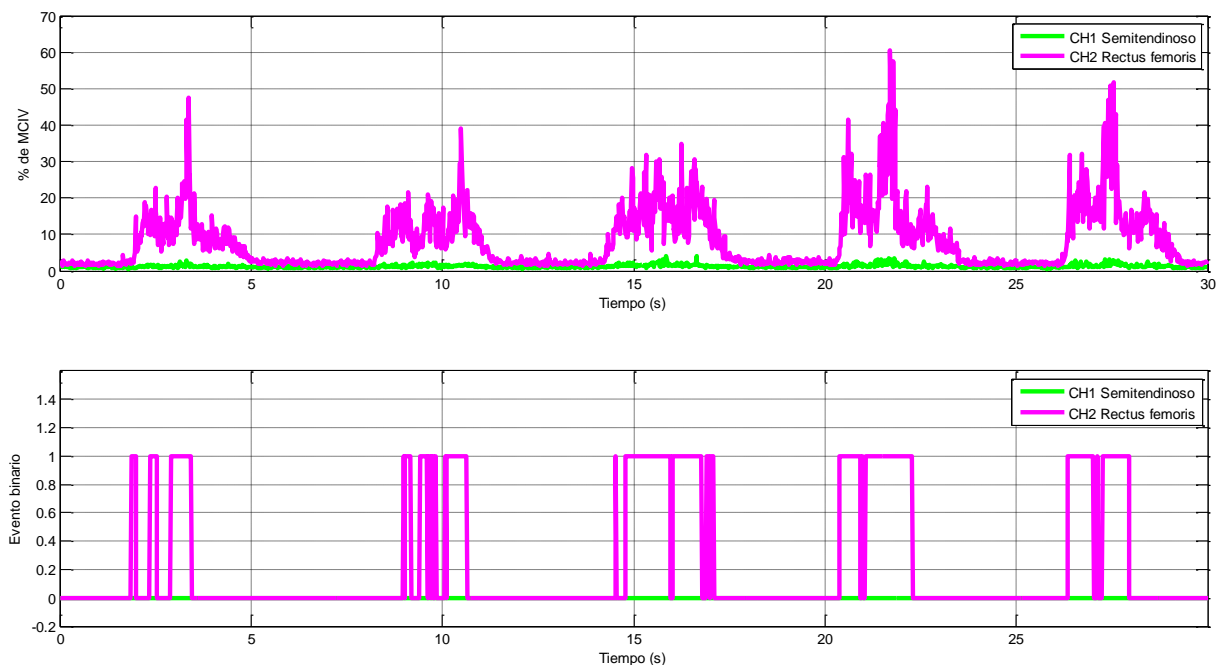


Figura N - 30. Gráficos obtenidos en la prueba #2 para la detección de activación muscular en movimientos de flexión en 2 segundos en el sujeto de prueba B.

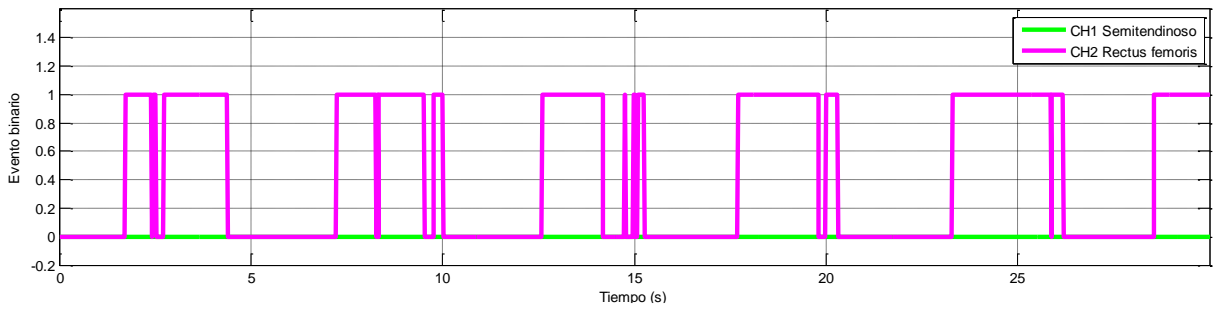
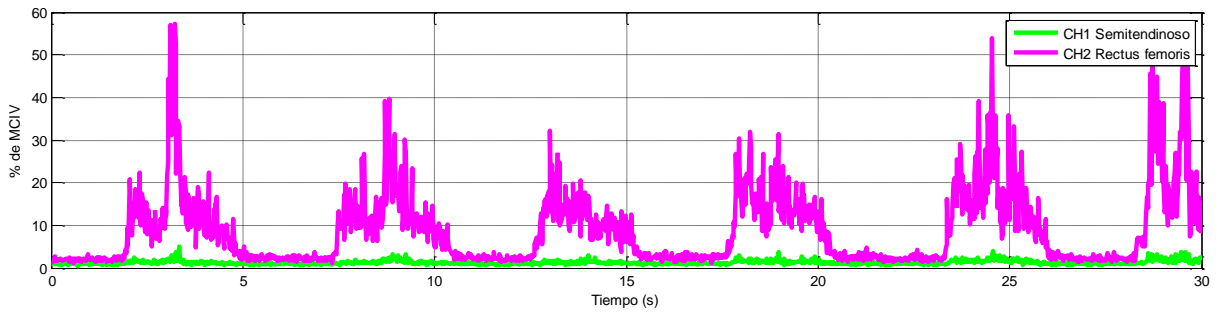


Figura N - 31. Gráficos obtenidos en la prueba #3 para la detección de activación muscular en movimientos de flexión en 2 segundos en el sujeto de prueba B.

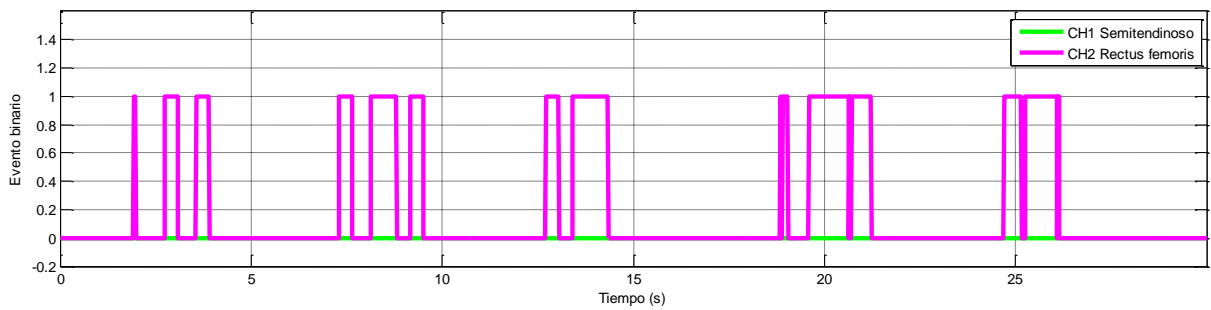
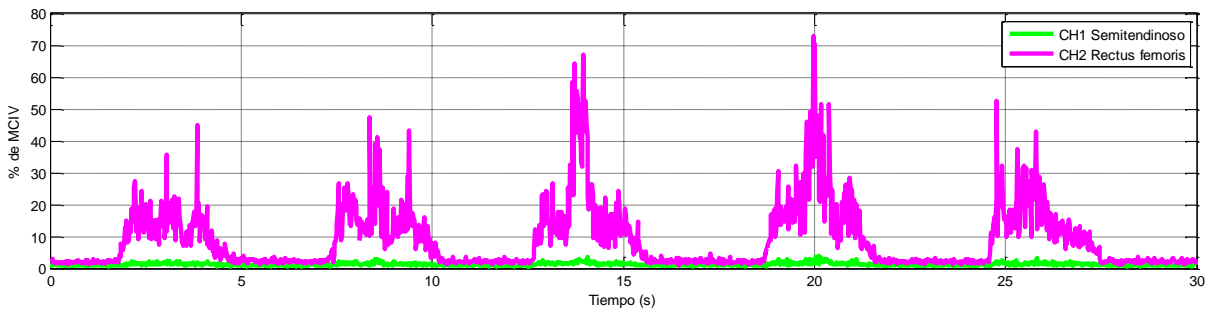


Figura N - 32. Gráficos obtenidos en la prueba #4 para la detección de activación muscular en movimientos de flexión en 2 segundos en el sujeto de prueba B.

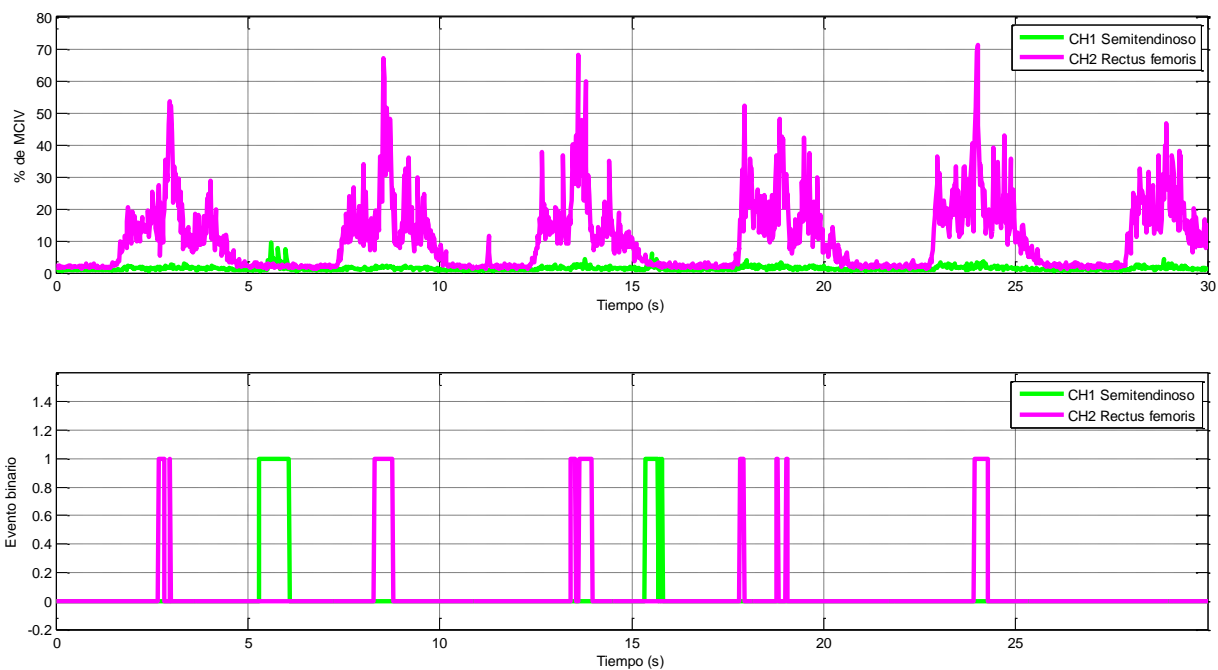


Figura N - 33. Gráficos obtenidos en la prueba #5 para la detección de activación muscular en movimientos de flexión en 2 segundos en el sujeto de prueba B.

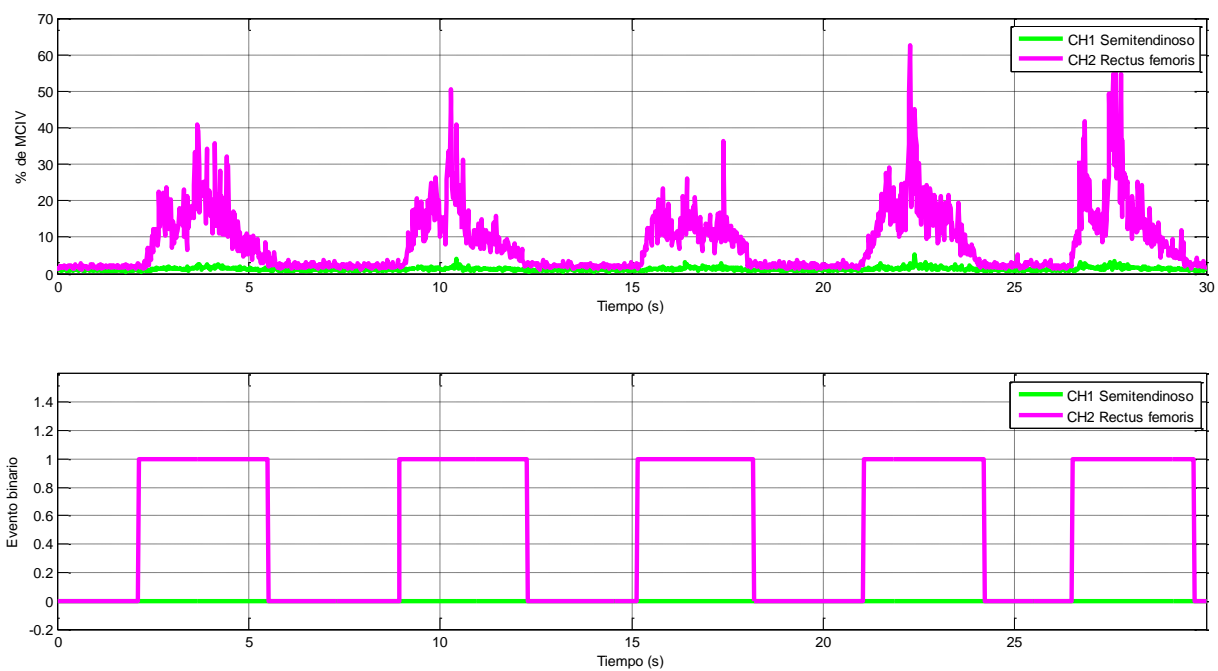


Figura N - 34. Gráficos obtenidos en la prueba #6 para la detección de activación muscular en movimientos de flexión en 2 segundos en el sujeto de prueba B.

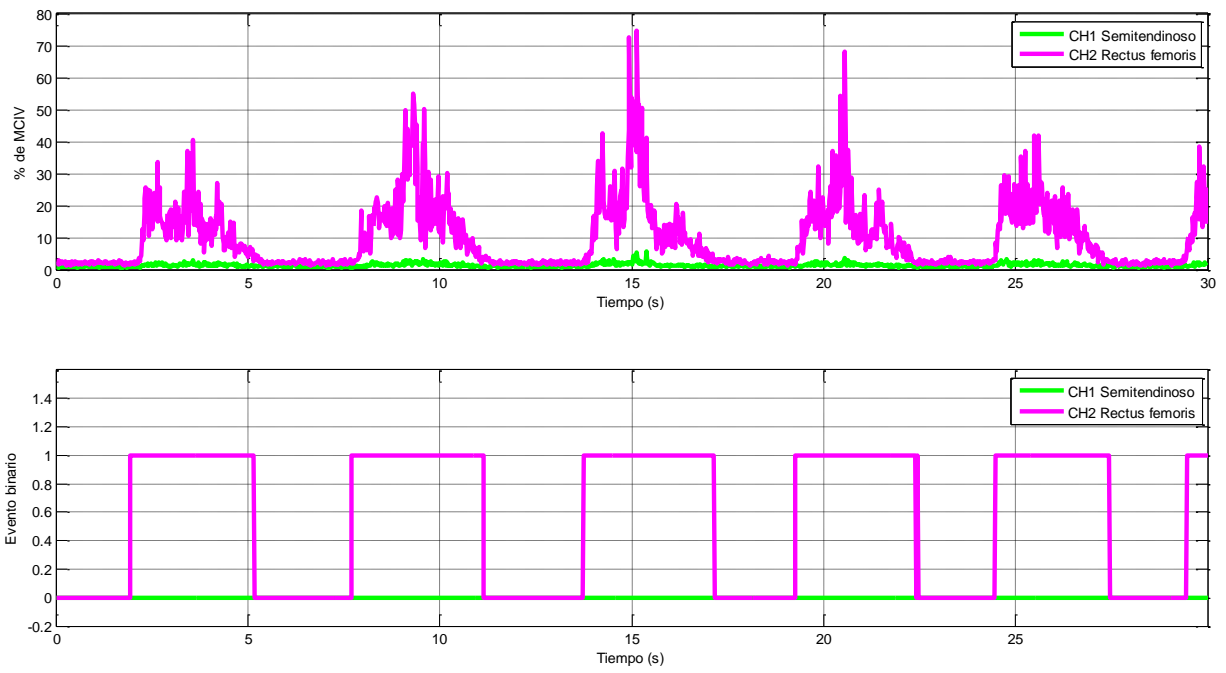


Figura N - 35. Gráficos obtenidos en la prueba #7 para la detección de activación muscular en movimientos de flexión en 2 segundos en el sujeto de prueba B.

Anexo N - 6. Gráficos de activación muscular en el sujeto B para el movimiento de flexión en 4 segundos.

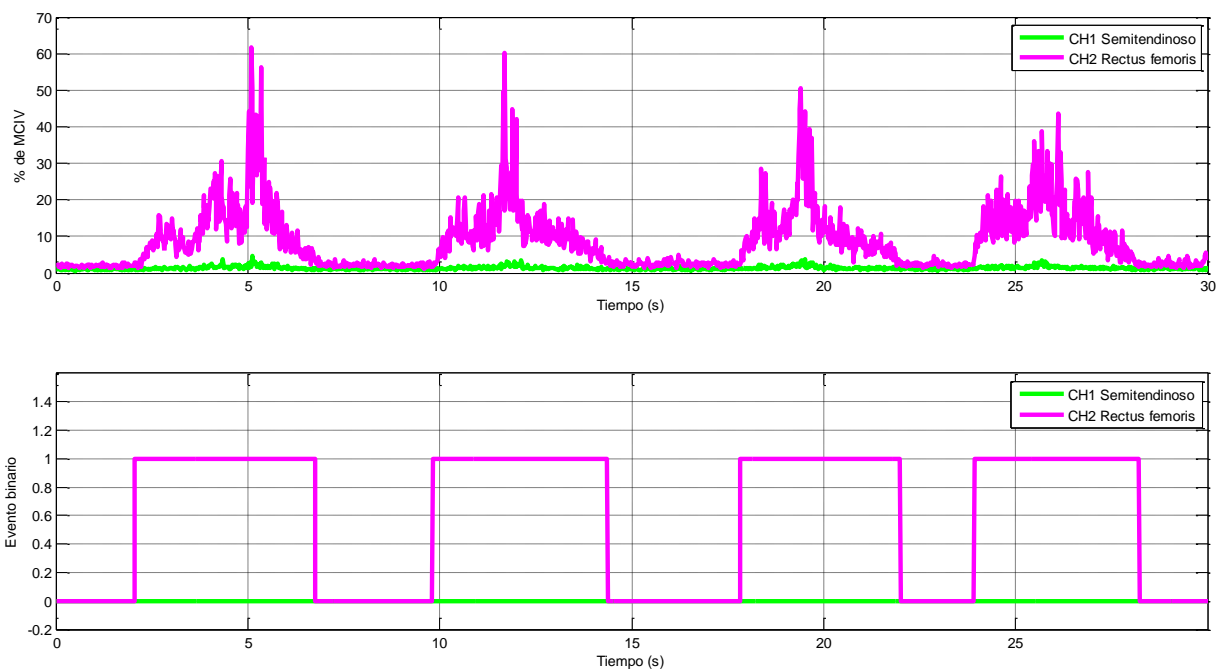


Figura N - 36. Gráficos obtenidos en la prueba #1 para la detección de activación muscular en movimientos de flexión en 4 segundos en el sujeto de prueba B.

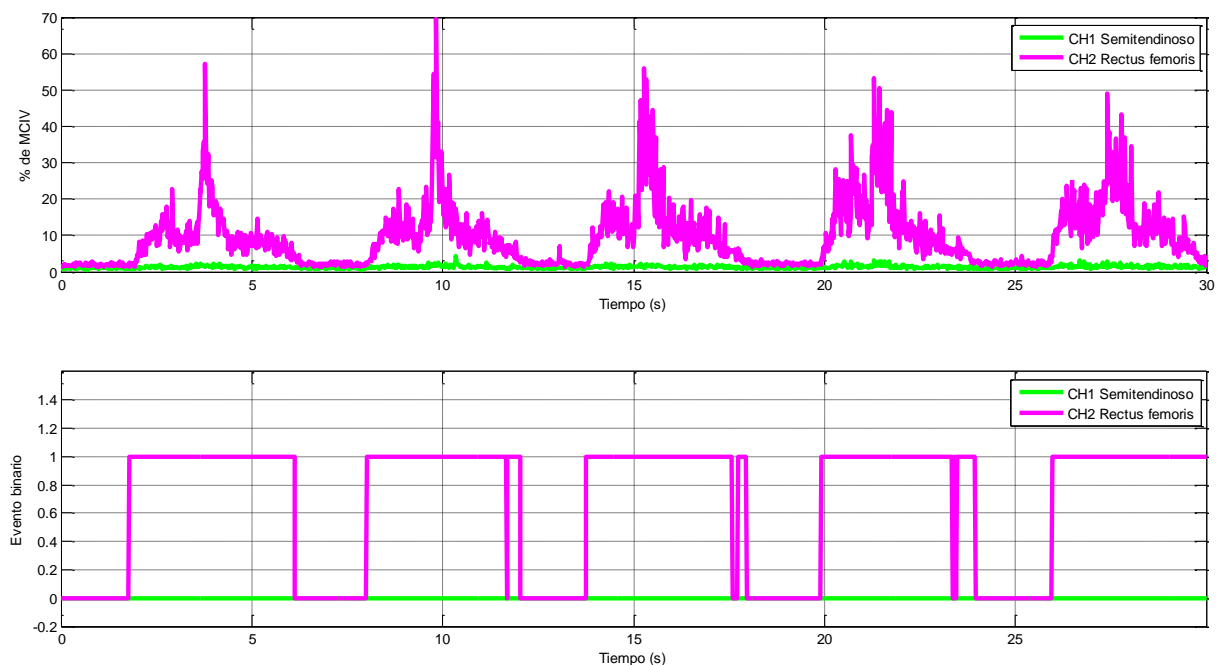


Figura N - 37. Gráficos obtenidos en la prueba #2 para la detección de activación muscular en movimientos de flexión en 4 segundos en el sujeto de prueba B.

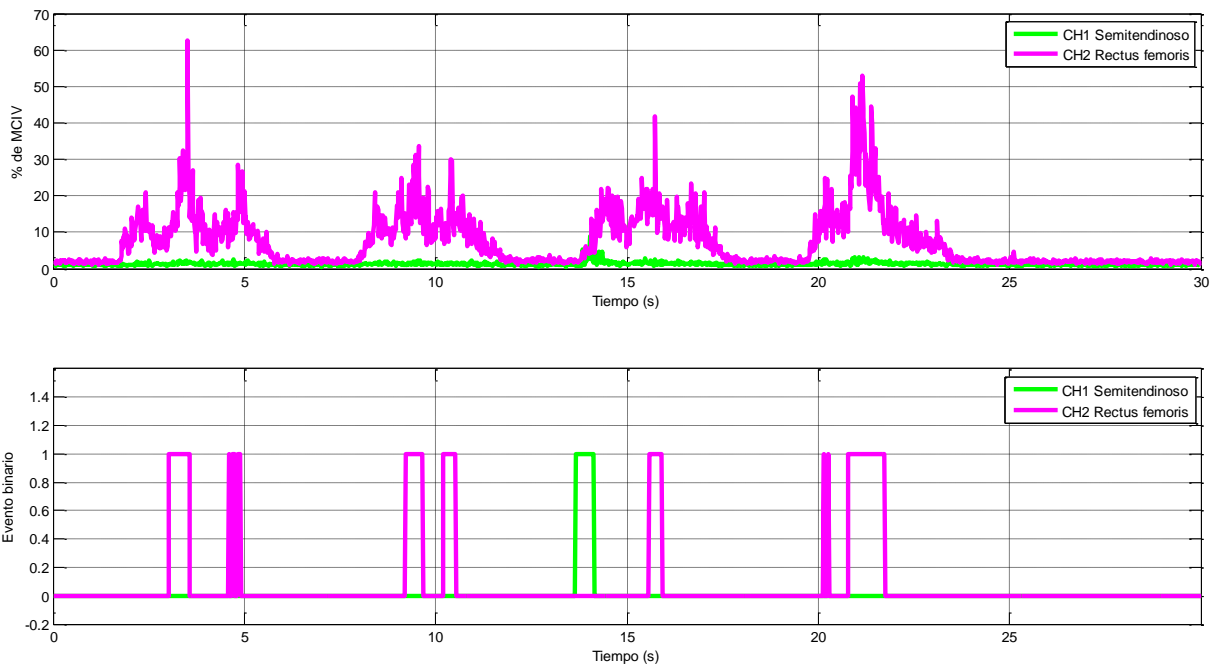


Figura N - 38. Gráficos obtenidos en la prueba #3 para la detección de activación muscular en movimientos de flexión en 4 segundos en el sujeto de prueba B.

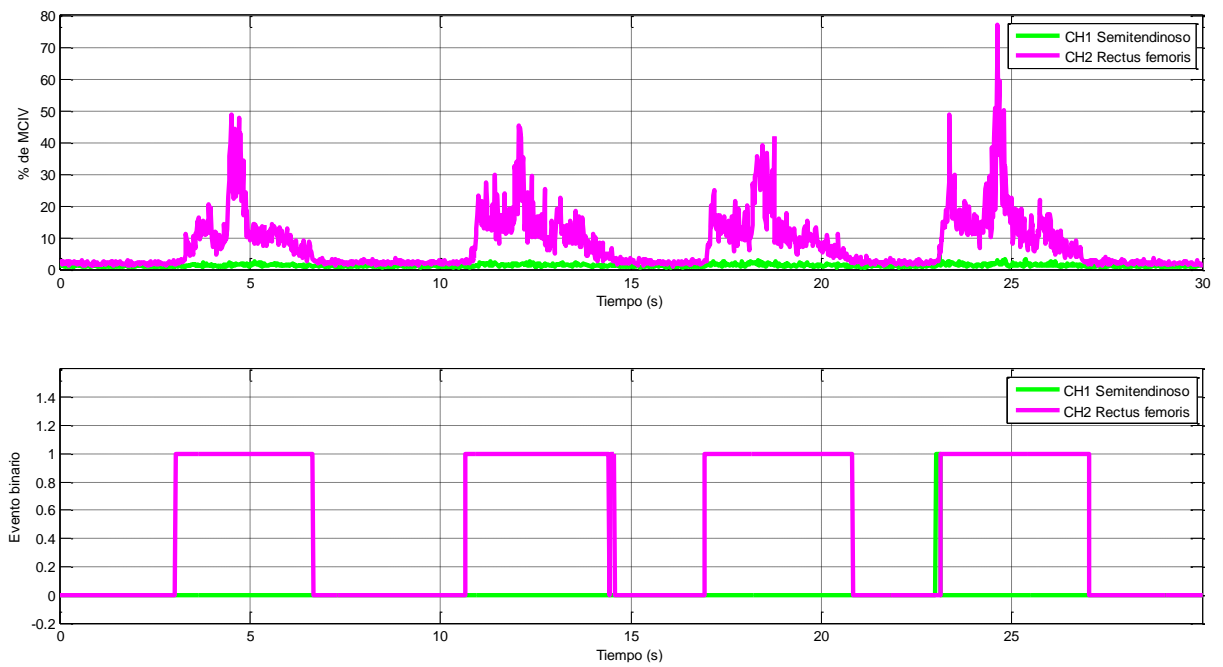


Figura N - 39. Gráficos obtenidos en la prueba #4 para la detección de activación muscular en movimientos de flexión en 4 segundos en el sujeto de prueba B.

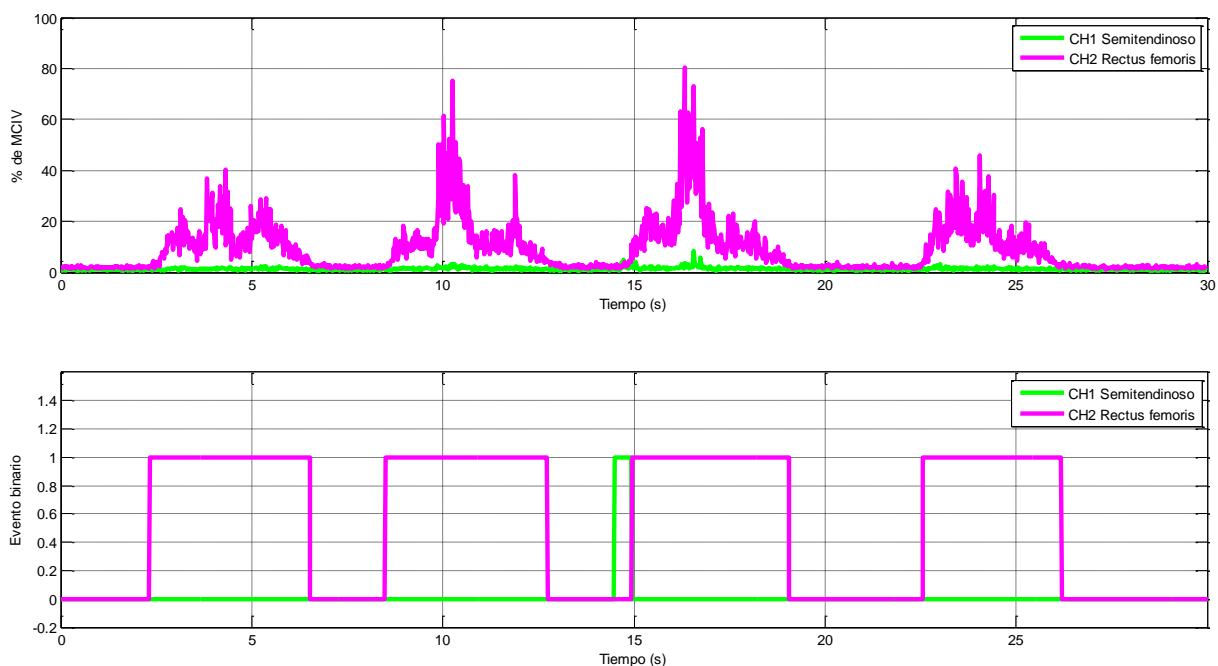


Figura N - 40. Gráficos obtenidos en la prueba #5 para la detección de activación muscular en movimientos de flexión en 4 segundos en el sujeto de prueba B.

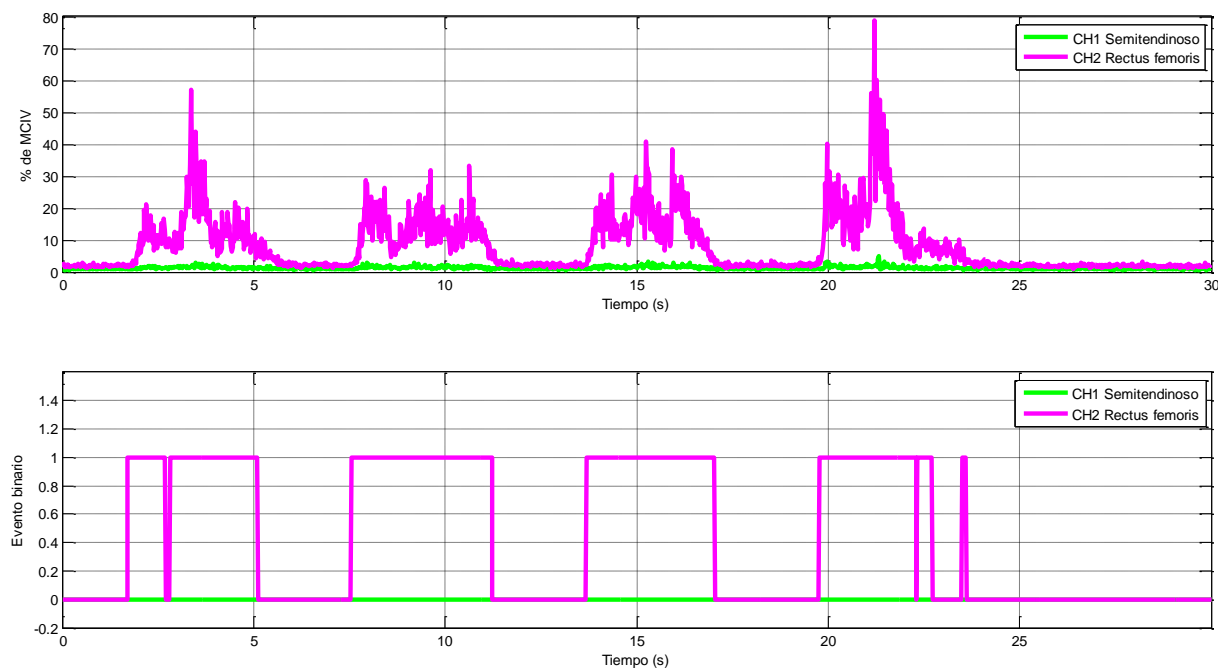


Figura N - 41. Gráficos obtenidos en la prueba #6 para la detección de activación muscular en movimientos de flexión en 4 segundos en el sujeto de prueba B.

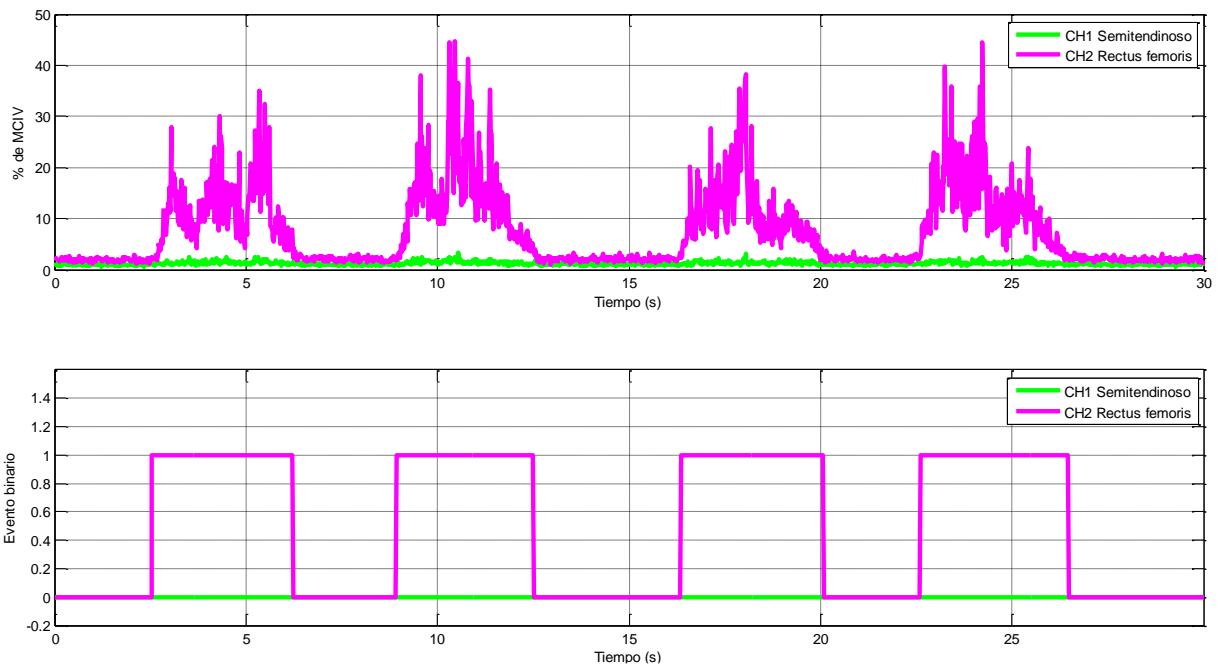


Figura N - 42. Gráficos obtenidos en la prueba #7 para la detección de activación muscular en movimientos de flexión en 4 segundos en el sujeto de prueba B.

Anexo N - 7. Gráficos de activación muscular en el sujeto B para el movimiento de extensión en 2 segundos.

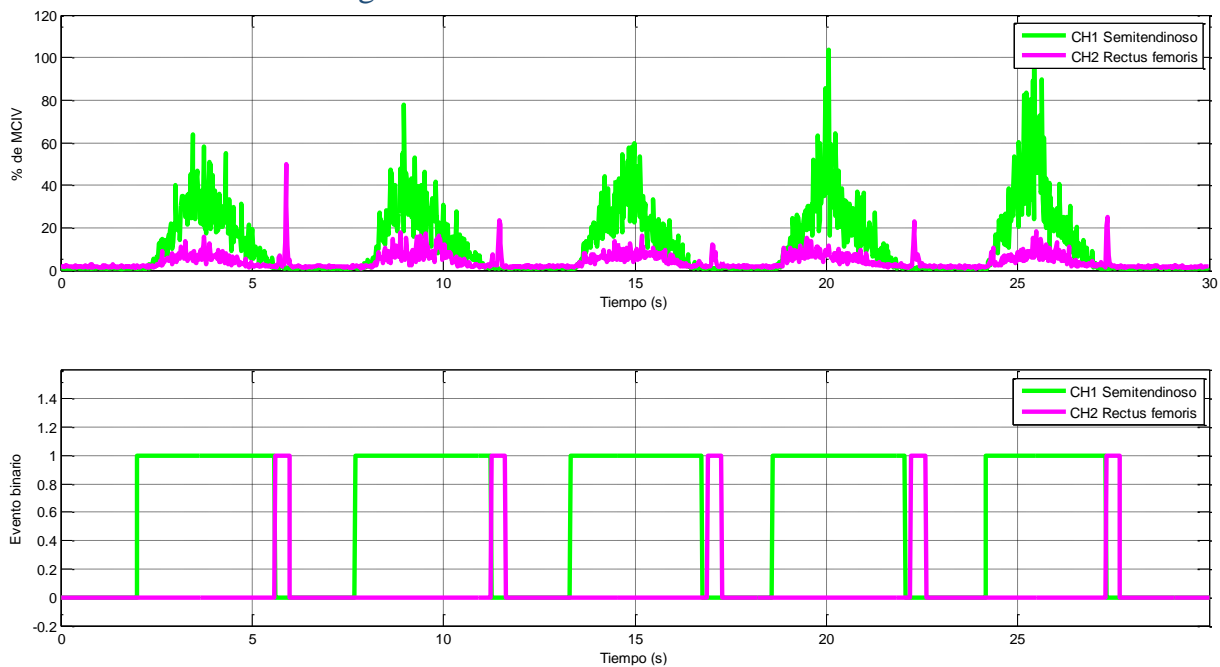


Figura N - 43. Gráficos obtenidos en la prueba #1 para la detección de activación muscular en movimientos de extensión en 2 segundos en el sujeto de prueba B.

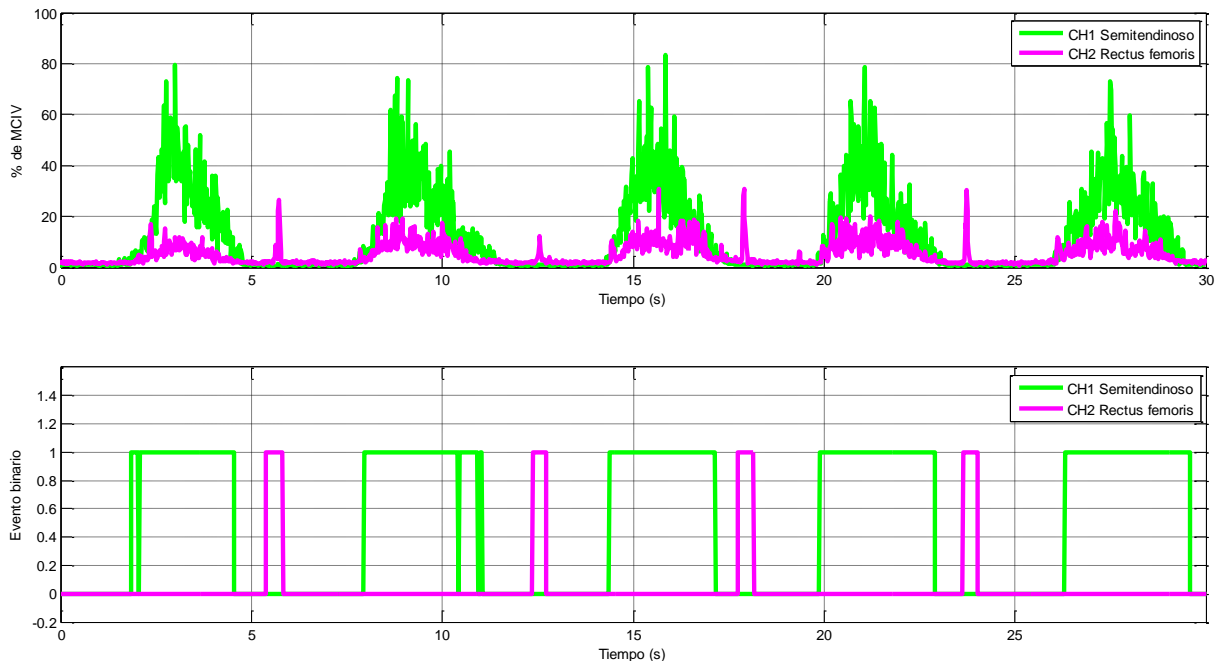


Figura N - 44. Gráficos obtenidos en la prueba #2 para la detección de activación muscular en movimientos de extensión en 2 segundos en el sujeto de prueba B.

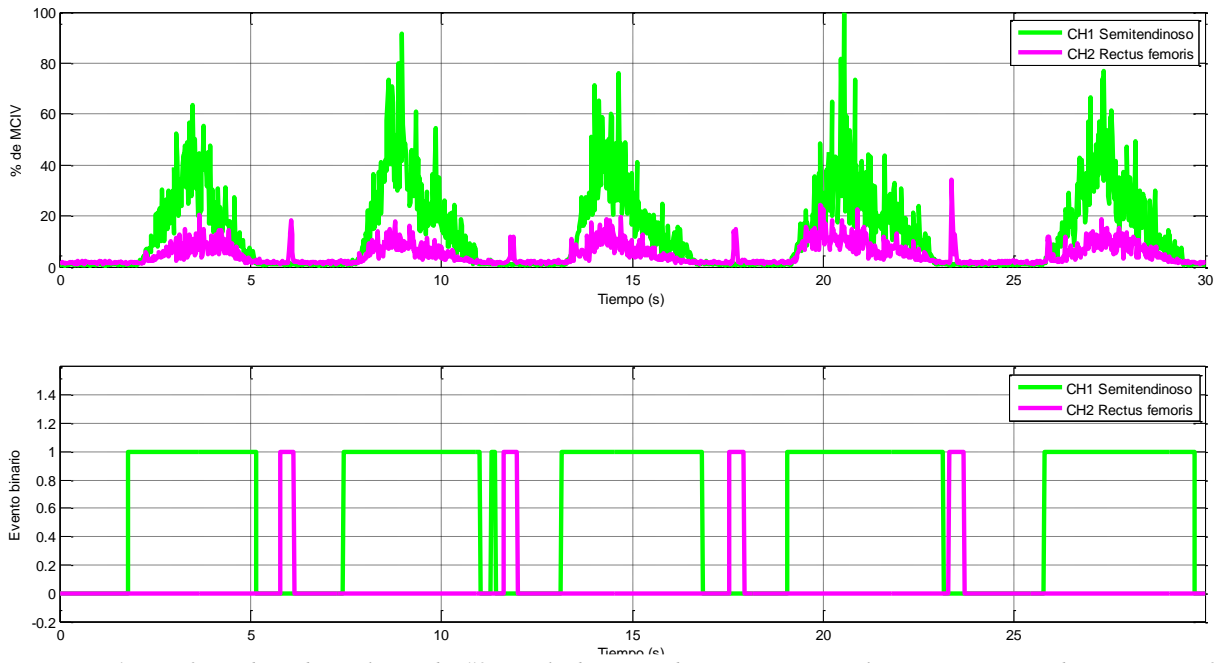


Figura N - 45. Gráficos obtenidos en la prueba #3 para la detección de activación muscular en movimientos de extensión en 2 segundos en el sujeto de prueba B.

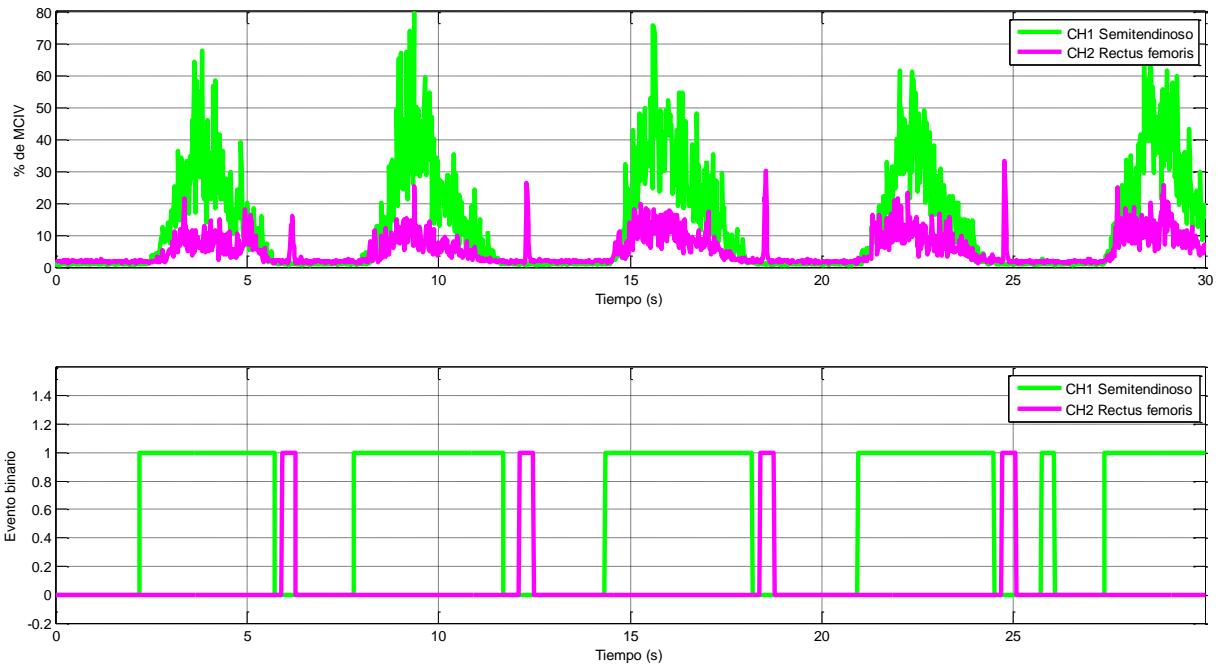


Figura N - 46. Gráficos obtenidos en la prueba #4 para la detección de activación muscular en movimientos de extensión en 2 segundos en el sujeto de prueba B.

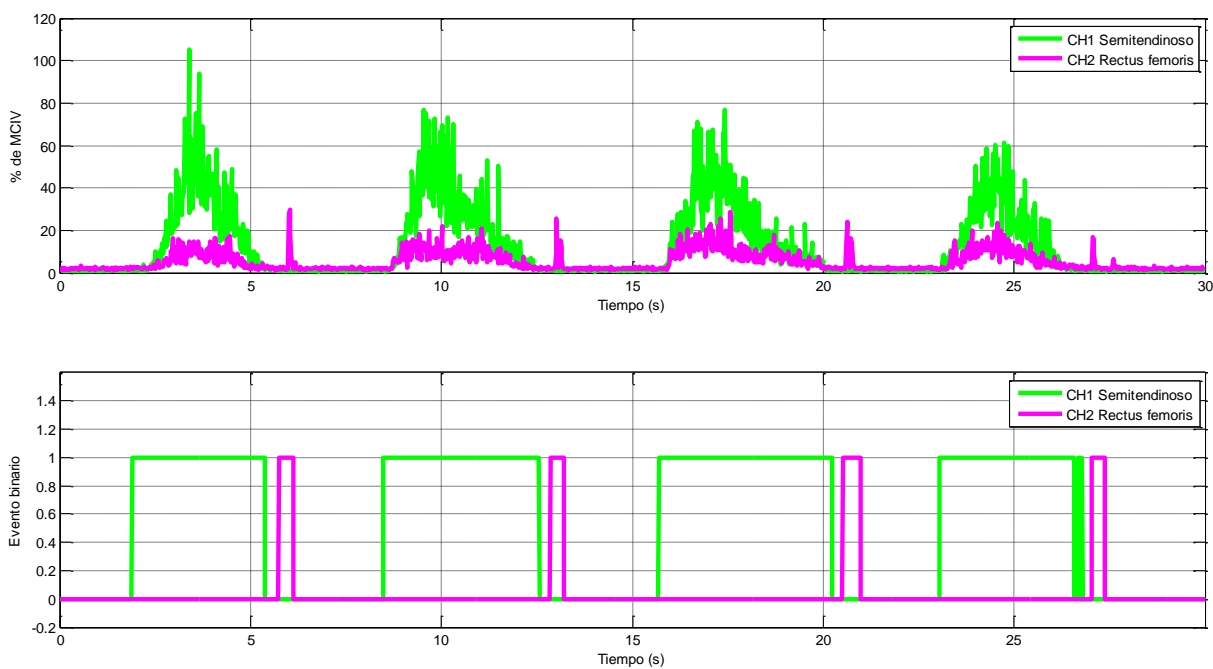


Figura N - 47. Gráficos obtenidos en la prueba #5 para la detección de activación muscular en movimientos de extensión en 2 segundos en el sujeto de prueba B.

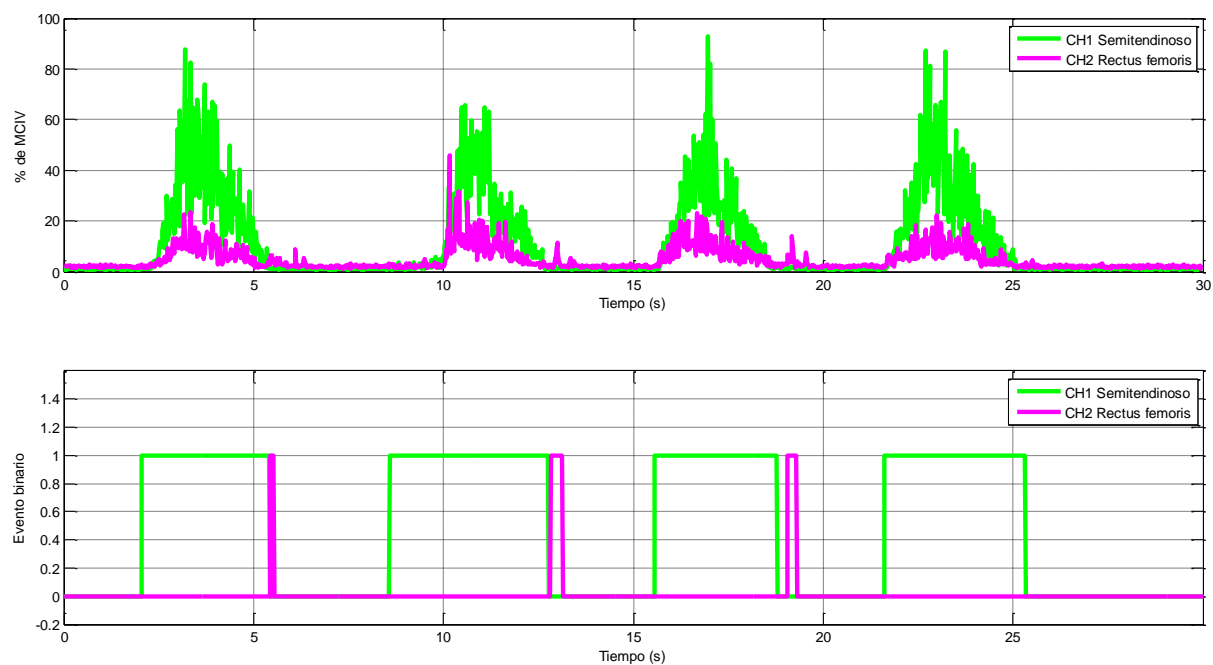


Figura N - 48. Gráficos obtenidos en la prueba #6 para la detección de activación muscular en movimientos de extensión en 2 segundos en el sujeto de prueba B.

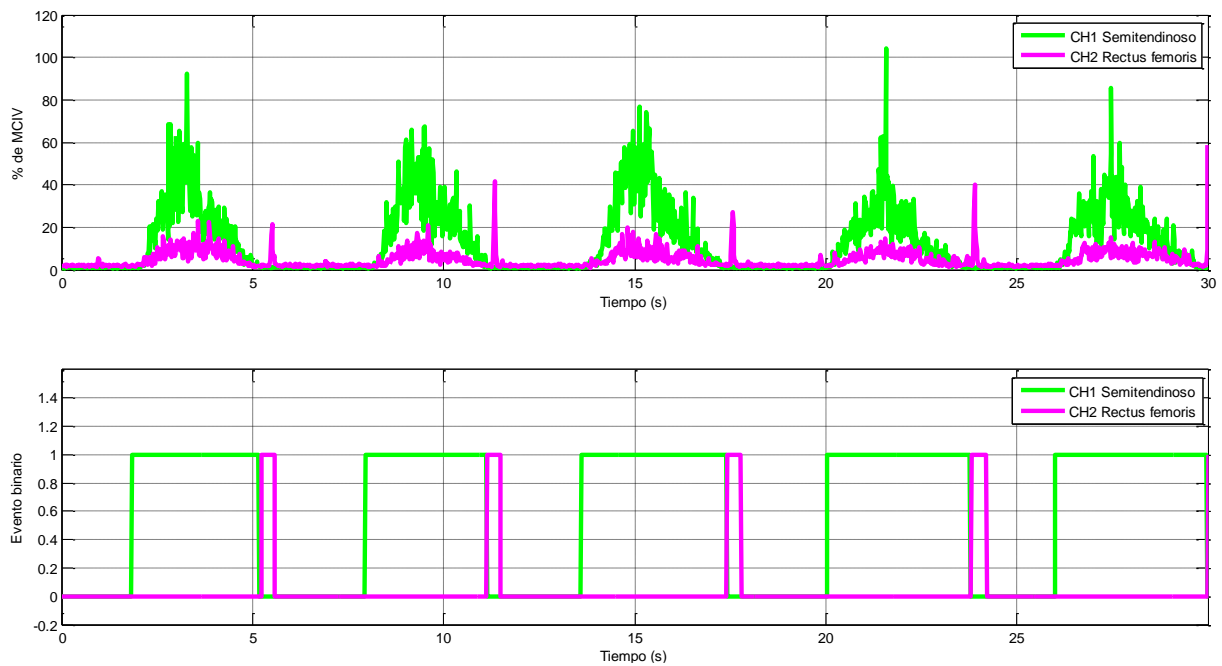


Figura N - 49. Gráficos obtenidos en la prueba #7 para la detección de activación muscular en movimientos de extensión en 2 segundos en el sujeto de prueba B.

Anexo N - 8. Gráficos de activación muscular en el sujeto B para el movimiento de extensión en 4 segundos.

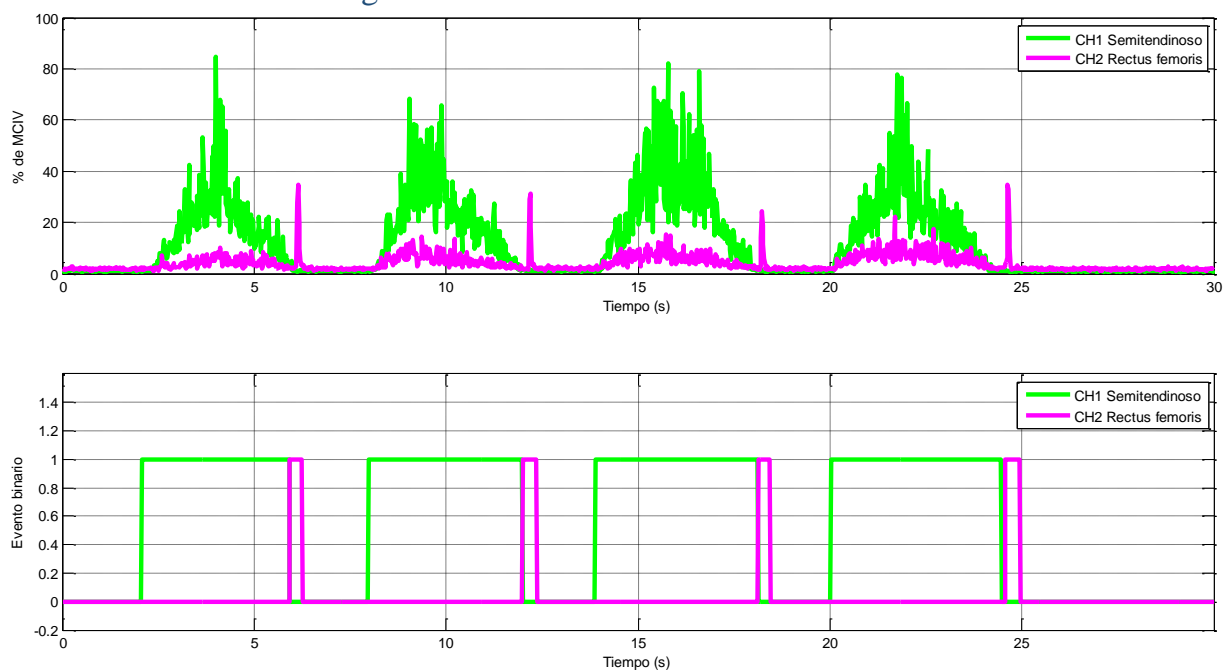


Figura N - 50. Gráficos obtenidos en la prueba #1 para la detección de activación muscular en movimientos de extensión en 4 segundos en el sujeto de prueba B.

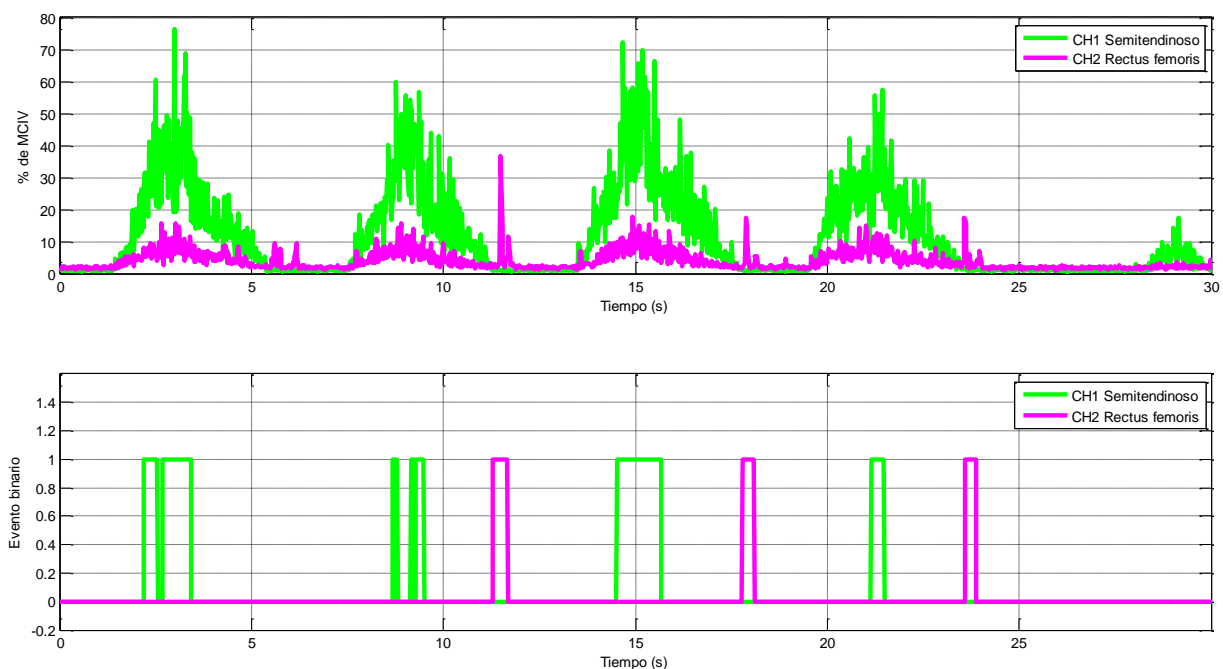


Figura N - 51. Gráficos obtenidos en la prueba #2 para la detección de activación muscular en movimientos de extensión en 4 segundos en el sujeto de prueba B.

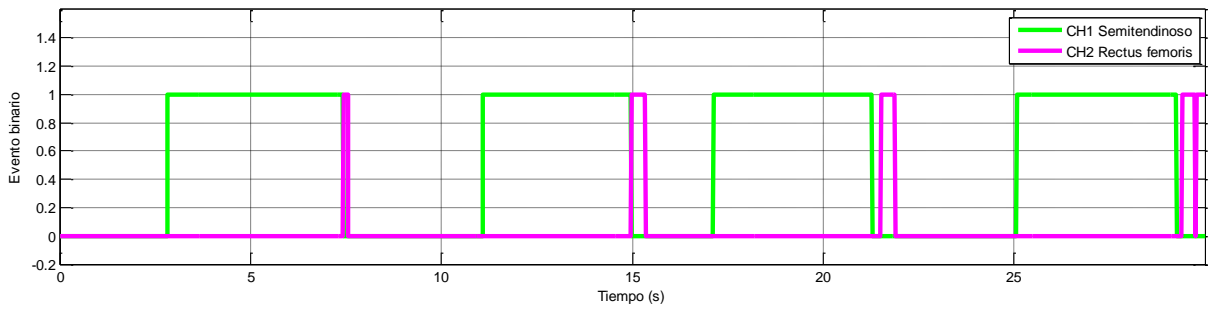
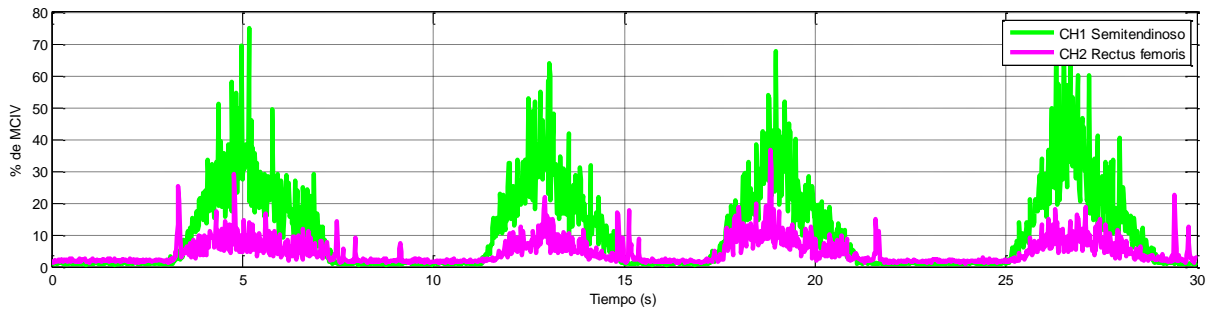


Figura N - 52. Gráficos obtenidos en la prueba #3 para la detección de activación muscular en movimientos de extensión en 4 segundos en el sujeto de prueba B.

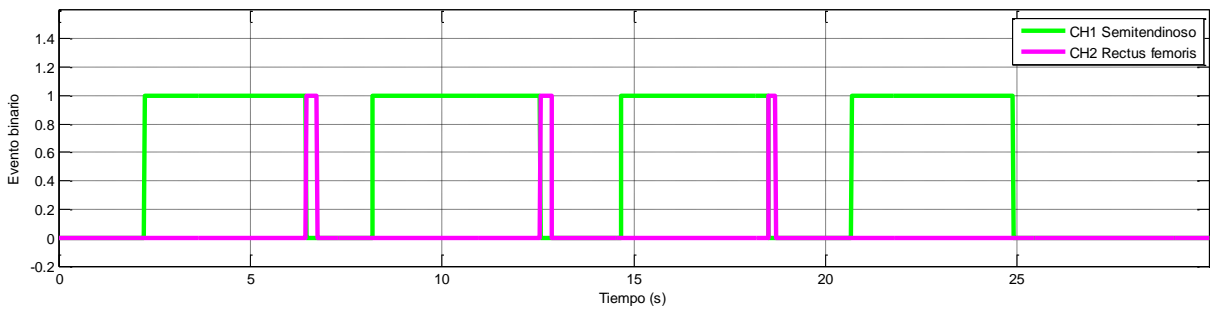
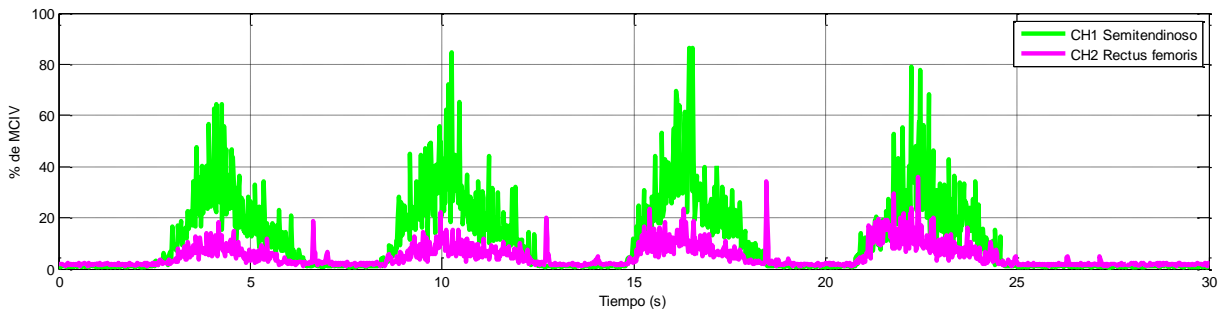


Figura N - 53. Gráficos obtenidos en la prueba #4 para la detección de activación muscular en movimientos de extensión en 4 segundos en el sujeto de prueba B.

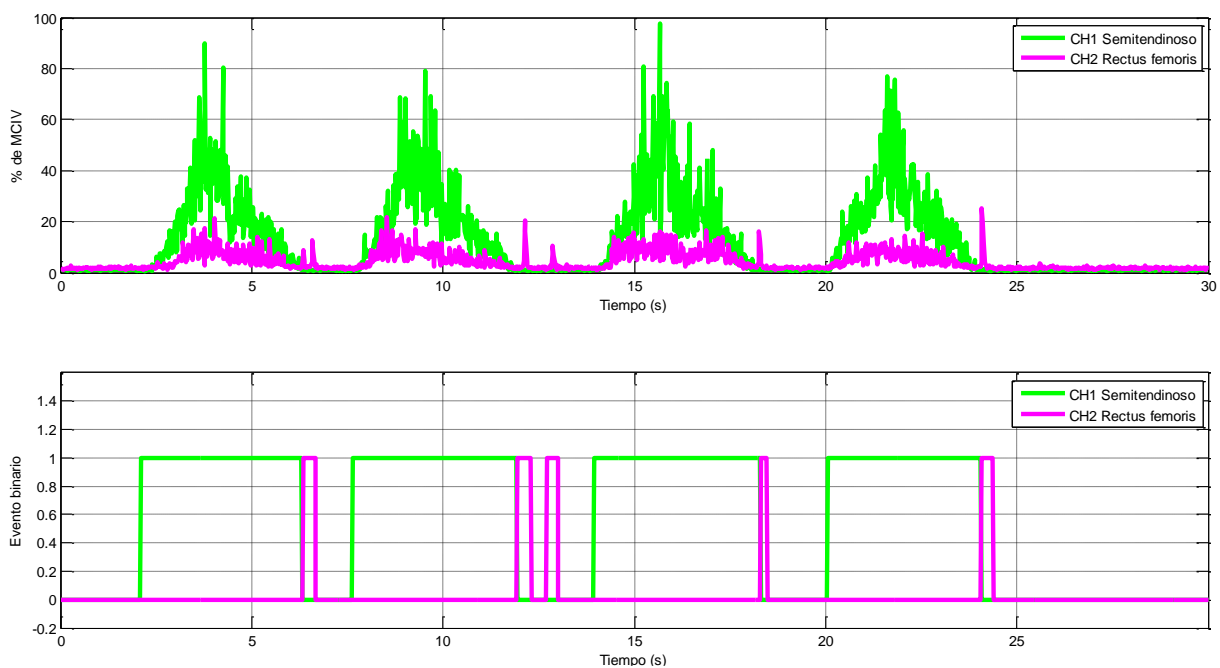


Figura N - 54. Gráficos obtenidos en la prueba #5 para la detección de activación muscular en movimientos de extensión en 4 segundos en el sujeto de prueba B.

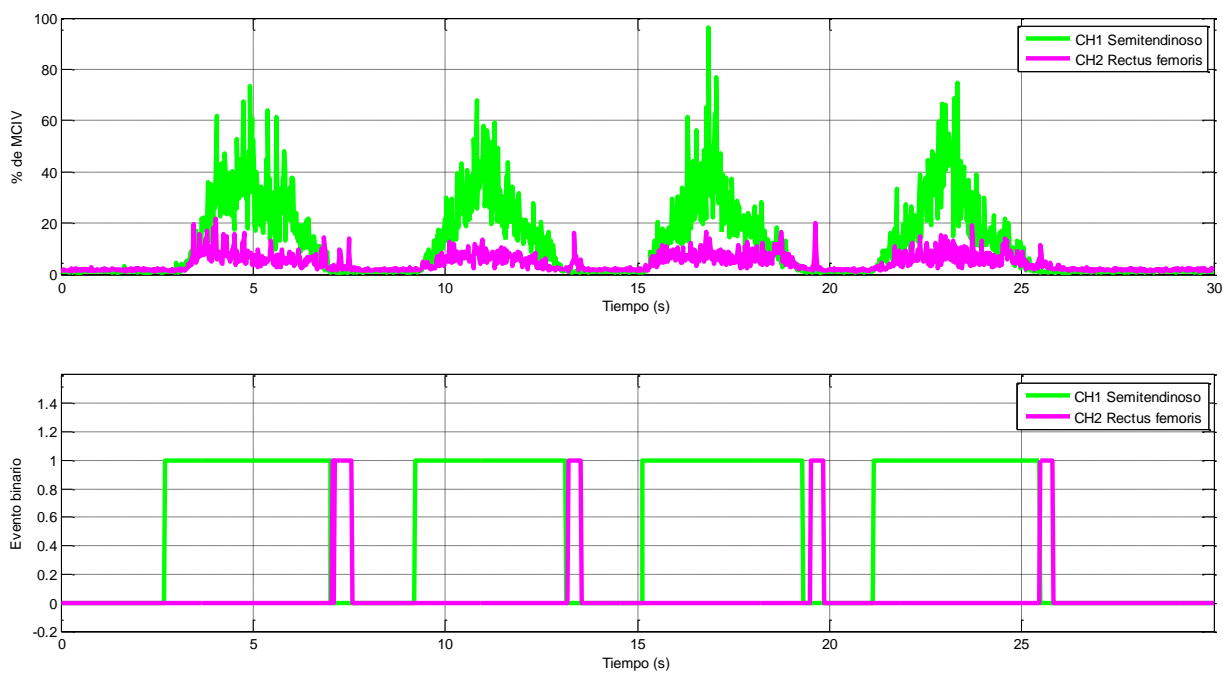


Figura N - 55. Gráficos obtenidos en la prueba #6 para la detección de activación muscular en movimientos de extensión en 4 segundos en el sujeto de prueba B.

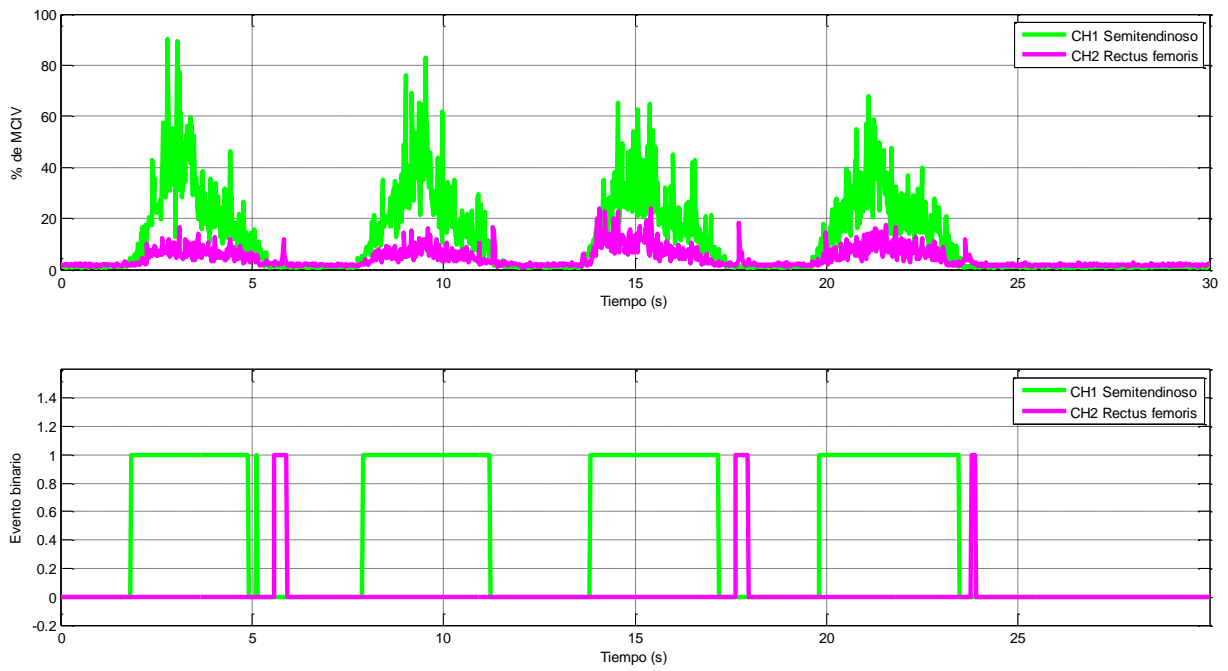


Figura N - 56. Gráficos obtenidos en la prueba #7 para la detección de activación muscular en movimientos de extensión en 4 segundos en el sujeto de prueba B.

Anexo O. Publicaciones

ASME & IEEE International Congress on Mechanical and Electrical Engineering

Diciembre 1 a 4 de 2014, Coatzacoalcos, Veracruz

Control Robusto de un Exoesqueleto para la Rehabilitación de Cadera-Rodilla, *Revista de ciencia e ingeniería del Instituto Tecnológico Superior de Coatzacoalcos*, Año 1, No. 1, pp. 245-251, ISSN 2395-907X.

Control Robusto de un Exoesqueleto para Rehabilitación de Cadera-Rodilla

C. M. Lara Barrios¹, A. Blanco Ortega², A. Abundez Pliego³

Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico *CENIDET*

Abstracto — Este artículo presenta un controlador proporcional integral generalizado (*Generalized Proportional Integral - GPI*) para el rechazo de perturbaciones completamente desconocidas en un exoesqueleto enfocado a la rehabilitación física de pacientes que han sufrido debilitamiento o parálisis en los miembros inferiores con el fin de proporcionar los movimientos de flexión y extensión en las articulaciones de cadera y rodilla. El control implementado se caracteriza por su robustez al ser capaz de mantener el seguimiento de una trayectoria suave durante el movimiento del eslabón controlado en la estructura del exoesqueleto, a pesar de las perturbaciones en el sistema dinámico, originadas por la rigidez muscular, variación del peso de los miembros inferiores del paciente o fuerzas resistivas propias del movimiento de las articulaciones de la estructura, entre otras posibles causas. Se presentan resultados de simulaciones bajo distintas condiciones en las trayectorias a seguir y los parámetros de control considerados en cada simulación.

Palabras clave— Exoesqueleto, control GPI, prototipo virtual, robótica de rehabilitación, simulación por computadora

I. INTRODUCCIÓN

Durante su vida, el ser humano está expuesto a sufrir enfermedades o incidentes traumáticos que ocasionan limitantes en su vida cotidiana. Cuando alguno de estos sucesos lleva a la persona a un estado que limita el movimiento de sus extremidades, la rehabilitación física toma un papel importante.

En México, aproximadamente el 5% de la población tiene algún tipo de discapacidad, esto representa una cantidad de poco más de 5 700 000 personas. De acuerdo con datos del Instituto Nacional de Geografía y Estadística (INEGI), más del 50% tienen una discapacidad para caminar o moverse [1].

Este trabajo está centrado en el desarrollo de un exoesqueleto que podrá emplearse durante la fisioterapia en pacientes que padecen de parálisis en la mitad izquierda o derecha del cuerpo, estado conocido como hemiplejía. Este tipo de parálisis se presenta por lo regular en personas mayores de 60 años, comúnmente debido a Accidentes Cerebro Vasculares (ACV), esclerosis múltiple o como consecuencia de lesiones en la médula espinal o las piernas, entre otras causas.

Rehabilitación se define como el conjunto de métodos que tienen como finalidad la recuperación de una actividad o función perdida o disminuida a causa de un traumatismo o enfermedad. Dentro de la rehabilitación se encuentra la terapia física o fisioterapia, que está destinada a llevar a cabo la rehabilitación de una parte del cuerpo y tratar desordenes que dificultan el movimiento natural de un paciente. La fisioterapia se lleva a cabo a través de agentes físicos (calor, frío, agua, electricidad) y mecánicos (movimiento humano, masajes, ejercicio terapéutico) para mejorar la función músculo-esquelética del cuerpo [2]. El tipo de fisioterapia que busca mejorar la condición física del paciente a través de técnicas centradas en el movimiento es la cinesiterapia [3], subdividida a su vez en cinesiterapia activa, pasiva y asistida [4]. En ocasiones, la cinesiterapia se realiza con ayuda de dispositivos que ayudan al paciente a realizar los ejercicios con un movimiento intermitente. Estos dispositivos se conocen como máquinas de movimiento pasivo continuo (*Continuous Passive Motion*, CPM), propuestas en 1965 por Robert Salter para ser aplicadas en pacientes con el propósito de ofrecer un tratamiento basado en un movimiento lento, continuo y asistido, aplicado inmediatamente después de una cirugía y sin causar dolor indebido al paciente [5].

La rehabilitación de la hemiplejía debe realizarse desde el primer momento de aparición del padecimiento. La cinesiterapia pasiva manda que se realicen movilizaciones de todas las articulaciones afectadas junto con la colaboración del paciente. La rehabilitación va desde posiciones en decúbito dorsal, a sedestación y bipedestación conforme vaya apareciendo la mejoría [6]. Este exoesqueleto propone la rehabilitación del paciente en ejercicios a lo largo del plano sagital.

En [7], se ha propuesto una clasificación para los sistemas de control de exoesqueletos. El sistema de control presentado en este trabajo se puede clasificar como un sistema de control basado en un modelo dinámico. Una de las características que presenta este tipo de sistemas es la necesidad de un modelo dinámico preciso. El control GPI propuesto en este trabajo permite la aplicación de un sistema basado en un modelo matemático que compensa un modelo dinámico con valores de entrada imprecisos. Se propone el uso de este reciente controlador para aplicación en un exoesqueleto de rehabilitación.

Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, *CENIDET*
Prolongación Palmira s/n esq Apatzingan, Col. Palmira,
Cuernavaca, Morelos, México

¹carlos.lara@cenidet.edu.mx

²andres.blanco@cenidet.edu.mx

³abundez@cenidet.edu.mx

II. EXOESQUELETOS

Dentro del contexto de la rehabilitación, un exoesqueleto se define como un dispositivo mecánico activo de naturaleza antropomórfica, el cual es llevado por un operador y la estructura ajusta estrechamente con su cuerpo. Estas estructuras pueden ser vistas como una tecnología que extiende, complementa, sustituye o mejora la función y capacidad humana o que reemplaza una parte de la extremidad humana donde se utiliza.

De forma general, es posible clasificar a los exoesqueletos con respecto a la función que desenvuelven en cooperación con el humano que lo utiliza en: exoesqueletos robóticos extensores y robots ortopédicos. Los primeros aumentan la capacidad de fuerza y carga del humano más allá de su habilidad natural mientras este mantiene el control; y los segundos tienen como objetivo el restaurar la pérdida o debilitamiento de funciones [8].

El desarrollo de exoesqueletos inició en los primeros años de la década de los 60. Los Laboratorios Aeronáuticos Cornell produjeron artículos sobre exoesqueletos amplificadores de fuerza con el apoyo del departamento de defensa de los Estados Unidos [9]. De 1966 a 1971, General Electric desarrolló el concepto de amplificadores humanos a través del proyecto Hardiman, con una configuración compuesta por dos exoesqueletos traslapados, actuados por motores hidráulicos y eléctricos, 30 grados de libertad y 700 kg de peso [10]. Una gran contribución del proyecto Hardiman fue el identificar algunos de los aspectos más retadores del diseño de exoesqueletos [9].

A finales de los años 60, en el Instituto Mihailo Pupin en Belgrado se desarrolló un exoesqueleto que incorporaba actuadores neumáticos para el movimiento de flexión/extensión en la cadera, rodilla y tobillo, así como abducción/aducción en la cadera. Las pruebas fueron desarrolladas con varios pacientes con distintos grados de parálisis utilizando el exoesqueleto apoyados por muletas [9].

Unos años más tarde, en 1968 fue desarrollado un exoesqueleto completo para la rehabilitación de extremidades inferiores en la Universidad de Wisconsin. Este dispositivo contaba con articulaciones de 3 grados de libertad en la cadera y tobillo, así como una articulación rotacional en la rodilla, todas impulsadas por actuadores hidráulicos [9].

Los primeros esfuerzos en el desarrollo de exoesqueletos sufrieron de limitaciones tecnológicas como las limitadas velocidades de cómputo para proporcionar las funciones de control necesarias para dar un rastreo suave y efectivo de los movimientos del usuario. Los suministros de energía no eran lo suficientemente compactos y ligeros como para ser portables y los actuadores eran muy lentos, pesados y voluminosos. Hubo una pérdida de impulso hasta finales de los años 80 cuando los requisitos militares fueron de nuevo el inicio de los desarrollos tecnológicos. Los esfuerzos en el área militar han continuado hasta el presente, promovidos principalmente por la Agencia de Investigación Avanzada en Proyectos de Defensa de los Estados Unidos, DARPA (*US Defense Advanced Research Projects Agency*), a través del programa *Exoskeletons for Human Performance*

Augmentation (EHPA). En particular, el programa se enfoca en aumentar el desempeño de los soldados durante el transporte de carga y reducir la fatiga del soldado durante esta tarea.

Distintos exoesqueletos extensores han sido desarrollados en los últimos años en los Estados Unidos, como BLEEX de la Universidad de Berkeley característico por su autonomía al transportar su propia fuente de energía, es un exoesqueleto actuado por hidráulica con tres grados de libertad en cada pierna controlado por sensores instalados en el exoesqueleto para determinar ángulos, velocidades y aceleraciones angulares de cada una de las articulaciones [11]. O el exoesqueleto del MIT (Massachusetts Institute of Technology), diseñado para recibir energía únicamente de la liberación controlada de resortes instalados en su estructura cuando realiza el ciclo de marcha [9]. Ambos exoesqueletos fueron presentados dentro del programa DARPA. Por el lado de exoesqueletos para la rehabilitación, la Universidad de Delaware presentó un exoesqueleto de terapia asistida para pacientes que han sufrido de derrame cerebral, con tres grados de libertad en la cadera y uno en la rodilla, así como una combinación de actuadores lineales y motores, el control se lleva a través de sensores de fuerza superficiales en el tobillo del usuario [12].

En Japón fue desarrollado el HAL-5 (Hybrid Assistive Leg) en la Universidad de Tsukuba [13, 14] en distintas versiones con fines tanto de extensión de la fuerza como de rehabilitación. Es actuado por motores eléctricos en las articulaciones de flexión/extensión en la cadera y rodilla, controlado a través de sensores de fuerza que reaccionan con el suelo colocados en los zapatos, electrodos electromiográficos en la cadera y rodilla, potenciómetros para medir el ángulo de las articulaciones y un giroscopio que ayuda a la estimación de la postura [13,14,15,16,17]. Dentro del Kanagawa Institute of Technology, también en Japón, se construyó un exoesqueleto orientado a la asistencia de enfermeras durante la transferencia de pacientes, propulsado por actuadores neumáticos en las articulaciones de cadera y rodilla en los movimientos de flexión/extensión, estimando el movimiento del usuario mediante potenciómetros y sensores de dureza colocados en los músculos [13, 18, 19].

En la Ciudad de México, en 2013, el Instituto Tecnológico y de Estudios Superiores de Monterrey estudió un prototipo virtual de exoesqueleto para la rehabilitación de la distrofia muscular del anillo óseo, centrado en los movimientos de flexión/extensión de las piernas. Se trata de un exoesqueleto con cuatro grados de libertad en cada pierna para la rehabilitación del ciclo de marcha [20].

En el desarrollo de exoesqueletos enfocados de forma específica a la rehabilitación de la hemiplejía se han presentado distintos trabajos, como el rediseño del exoesqueleto HAL para convertirse en un exoesqueleto de una sola pierna rehabilitando el ciclo de marcha de los pacientes hemipléjicos. Desde 2009 la Universidad de Tsukuba ha analizado la cinemática del ciclo de marcha y el control de este exoesqueleto [21, 22]. En 2012, en el departamento de mecatrónica de la Universidad SRM en India se estudió el

control de un exoesqueleto para la rehabilitación en el ciclo de marcha a partir de circuitos neumáticos con ayuda de potenciómetros en las articulaciones y actuadores neumáticos [23]. El diseño y análisis cinemático de un exoesqueleto para las piernas en la rehabilitación de hemiplejía fue presentado en la Universidad Tecnológica de Malasia en 2010 a partir del diseño de un mecanismo leva-seguidor [24].

III. DISEÑO DEL EXOESQUELETO

El exoesqueleto presentado en este trabajo se ha dimensionado en la longitud de sus eslabones con respecto a datos obtenidos de un estudio de dimensiones antropométricas de la población mexicana realizado por la Universidad de Guadalajara [25], considerando las dimensiones correspondientes a adultos mayores de 60 años y jóvenes adultos, por lo cual la estructura tiene la capacidad de adaptar su longitud a distintos tamaños en los miembros inferiores. Las variaciones en las dimensiones de los eslabones se presentan en la Tabla I. El prototipo cuenta con dos articulaciones con la finalidad de dar rehabilitación a la cadera y rodilla en los movimientos de flexión y extensión. De forma mecánica, la geometría de los eslabones considera los límites de los rangos de movimiento de cada una de las articulaciones como medida de seguridad para impedir que la estructura alcance posiciones más allá de la capacidad humana promedio. Los rangos de movimiento se presentan en la tabla II. Para el prototipo virtual presentado en la Fig. 1; el diseño contempla las mayores dimensiones posibles para un usuario de acuerdo a los datos obtenidos.

TABLA I
DIMENSIONES DE ESLABONES

Miembro	Dimensión (mm)	
Cadera	Ancho	350 – 400
Muslo	Largo	500 – 600
Espinilla	Largo	450 – 550
Tobillo	Altura	75 – 100

TABLA II
RANGOS DE MOVIMIENTO CONSIDERADOS EN LAS ARTICULACIONES

Articulación	Rango en flexión	Rango en extensión
Cadera	120°	-20°
Rodilla	120°	0
Tobillo	50°	-30°

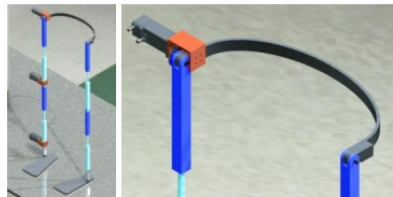


Fig. 1. Prototipo virtual del exoesqueleto y acercamiento a la articulación controlada de cadera.

Modelado

Para modelar el exoesqueleto se considera el arreglo mostrado en la Fig. 2. Las fuerzas que actúan en los eslabones representan el peso del paciente, debido al muslo, pierna y pie.

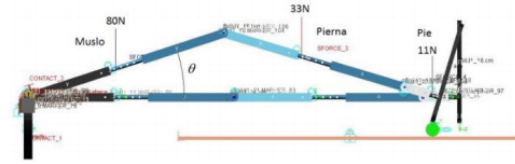


Fig. 2. Vista frontal del exoesqueleto. Se señalan las fuerzas concentradas aplicadas en la estructura para representar el peso del muslo, pierna y pie.

El modelo matemático del exoesqueleto con fines de rehabilitación de la cadera-rodilla se considera de 1 grado de libertad (GDL), para realizar el movimiento de flexión-extensión y solo se modelará el eslabón que corresponde a la parte del muslo. Los demás eslabones que conforman el miembro inferior, así como las fuerzas concentradas para representar el peso del paciente se consideran desconocidas y se modelan como perturbaciones completamente desconocidas; representadas como una perturbación resultante denotada como $p_i(t)$. El modelo matemático simplificado puede obtenerse al aplicar la segunda ley de Newton o el formulismo de Euler-Lagrange y está dado por:

$$J\ddot{\theta} + c\dot{\theta} = \tau + p_i(t) \quad (1)$$

donde J y c son el momento de inercia y amortiguamiento viscoso, respectivamente. El torque de control proporcionado por el actuador acoplado en la cadera está denotado por τ . Para un modelado más completo del exoesqueleto, $p_i(t)$ estaría conformado por términos no lineales incluyendo funciones trigonométricas de seno y coseno, pero es acotada.

Para los movimientos de flexión-extensión de la cadera-rodilla se propone el seguimiento de trayectorias como objetivo de control, de manera que el exoesqueleto proporcione un movimiento suave para no lastimar al paciente con movimientos y fuerzas bruscas. La trayectoria de posición deseada para obtener el movimiento de flexión-extensión de manera suave está dada por el siguiente polinomio de Bézier de décimo orden [26]:

$$\theta^*(t) = \theta_i + (\theta_f - \theta_i)\sigma(t, t_i, t_f)\mu_p^5 \quad (2)$$

$$\sigma(t, t_i, t_f) = \gamma_1 - \gamma_2\mu_p + \gamma_3\mu_p^2 - \dots + \gamma_6\mu_p^5$$

$$\mu_p = \frac{t - t_i}{t_f - t_i}$$

donde $\theta_i = \theta^*(t_i)$ y $\theta_f = \theta^*(t_f)$ son las posiciones inicial y final deseadas, de manera que el eslabón del muslo inicie desde una posición inicial y vaya a una final con un cambio suave, tal que:

$$\theta^*(t) = \begin{cases} 0 & 0 \leq t < t_i \\ \sigma(t, t_i, t_f)\theta_f & t_i \leq t < t_f \\ \theta_f & t > t_f \end{cases} \quad (3)$$

Los parámetros de la función polinomial (2) son $\gamma_1=252$, $\gamma_2=1050$, $\gamma_3=1800$, $\gamma_4=1575$, $\gamma_5=700$ y $\gamma_6=126$. Estos coeficientes son los correspondientes para la curva de un polinomio de Bézier de décimo orden con la trayectoria deseada. En la Fig. 3 se muestra la trayectoria deseada para iniciar desde el reposo en 0° hasta un ángulo de 45° con un tiempo de 10 segundos.

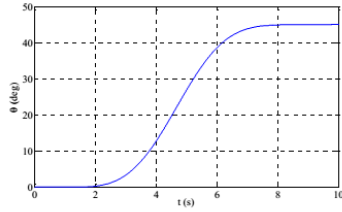


Fig. 3. Trayectoria deseada para el movimiento de flexión de 0 a 45° generada a partir del polinomio de Bézier de décimo orden.

IV. CONTROL PROPORCIONAL INTEGRAL GENERALIZADO

El Control Proporcional Integral Generalizado (GPI) se introdujo en el contexto del control predictivo de sistemas diferencialmente planos por Fliess y colaboradores [27].

La idea principal del uso del control GPI es evitar el uso explícito de observadores de estado recurriendo a reconstrucciones estructurales del estado en la base de integraciones iteradas de las entradas y salidas. El método deliberadamente ignora las condiciones iniciales y perturbaciones (perturbaciones constantes, rampas, perturbaciones de segundo grado, etc.). Estas características presentan ventajas en aplicaciones de rehabilitación con esquemas de control basados en modelos dinámicos. Observe la siguiente comparación.

Se propone un controlador para el movimiento del exoesqueleto del tipo Proporcional Derivativo (PD) de la forma:

$$\tau_1 = J(\ddot{\theta}_d - K_p(\theta - \theta_d) - K_d(\dot{\theta} - \dot{\theta}_d)) + c\dot{\theta}$$

Para determinar las ganancias del controlador, se iguala término a término los coeficientes de este polinomio a un polinomio de Hurwitz de la forma:

$$p_d(s) = (s^2 + 2\zeta\omega_n s + \omega_n^2)$$

Para este controlador se proponen valores $\omega_n=3$ y $\zeta=0.2$ para hallar las ganancias del controlador. En la Fig. 4 se muestra la gráfica de posición y torque de control del prototipo virtual de exoesqueleto llevado a una posición deseada de 45° utilizando un control PD. La gráfica del torque de control permite observar el comportamiento del sistema.

El control PD no logra mantener el valor deseado de la trayectoria. El control GPI se implementa para compensar los errores originados por la falta de exactitud en los parámetros de entrada en el control. Errores que pueden ser provocados por una variación en la localización de los centros de masa o cambios en los momentos de inercia de los eslabones o de la pierna del usuario debido a que en la realidad es complicado poder realizar un cálculo preciso de dichos parámetros.

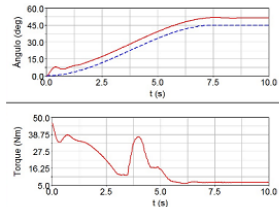


Fig. 4. Respuesta dinámica del exoesqueleto con un controlador PD. Ángulo (θ) de 45° y torque de control (τ).

Para un seguimiento sintonizado de la trayectoria de referencia se propone un controlador con realimentación de la salida del tipo GPI, el cual se basa solo en mediciones de la posición del ángulo del eslabón del exoesqueleto correspondiente al muslo. El controlador propuesto es robusto con respecto a las fuerzas de perturbación que actúan sobre este eslabón como resultado de los otros componentes que conforman la estructura, así como las fuerzas concentradas que representan el peso del paciente actuando en los diversos eslabones.

Considerando el modelo matemático de segundo orden simplificado y perturbado del exoesqueleto, dado por (1), reacomodando términos y haciendo un cambio de variable, se tiene:

$$\ddot{\theta} = \frac{1}{J}\tau_1 + p_2(t) \quad (4)$$

$$p_2(t) = \frac{1}{J}[p_1(t) - c\dot{\theta}]$$

donde la perturbación $p_2(t)$ se puede representar mediante un polinomio de cuarto orden, para determinar el controlador, dado por:

$$p_2(t) = at^4 + bt^3 + ct^2 + dt + f \quad (5)$$

Considere el sistema nominal no perturbado, dado por

$$\ddot{\theta}^* = \frac{1}{J}\tau_1^*$$

El error de seguimiento definido como $e = \theta - \theta^*(t)$ evoluciona de acuerdo a la dinámica perturbada como:

$$\ddot{e} = \frac{1}{J}e_r + p_2(t)$$

donde $e_r = \tau_1 - \tau_1^*$, por lo que se propone un controlador GPI [28, 29] robusto que cancele las perturbaciones y dinámicas no modeladas:

$$\tau_1 = \tau_1^*(t) - J \left[\frac{k_6 s^6 + k_5 s^5 + k_4 s^4 + k_3 s^3 + k_2 s^2 + k_1 s + k_0}{s^5 (s^6 + k_{12} s^5 + k_{11} s^4 + k_{10} s^3 + k_9 s^2 + k_8 s + k_7)} \right] (\theta - \theta^*(t)) \quad (6)$$

donde el polinomio característico en lazo cerrado del sistema está dado por:

$$p(s) = s^{13} + k_{12}s^{12} + k_{11}s^{11} + k_{10}s^{10} + k_9s^9 + k_8s^8 + k_7s^7 + k_6s^6 + k_5s^5 + k_4s^4 + k_3s^3 + k_2s^2 + k_1s + k_0 = 0$$

Posteriormente, para determinar las ganancias del controlador, se iguala término a término los coeficientes de este polinomio a un polinomio de Hurwitz de la forma:

$$p_d(s) = (s^2 + 2\zeta\omega_n s + \omega_n^2)^6 (s + p)$$

V. SIMULACIONES CON PROTOTIPO VIRTUAL

En la tabla III se muestran los parámetros físicos de la estructura utilizados durante las simulaciones.

TABLA III
PARÁMETROS DE SIMULACIÓN

$J=1.5\text{kg}\cdot\text{m}^2$	Momento de inercia eslabón muslo
$c=0.05\text{ Nm s/rad}$	Coefficiente de amortiguamiento rotacional

En la Fig. 2 se muestra el prototipo virtual en ambiente del software de simulación dinámica multicuerpo MSC Adams®, contemplando el peso del muslo, pierna y pie en vista frontal. Es importante resaltar que las fuerzas concentradas que se aplican en la estructura representan las fuerzas correspondientes al miembro inferior de una persona de peso promedio de 75 kg., donde el muslo, pantorrilla y pie representan un porcentaje de 11, 4.5 y 1.5% del peso total respectivamente [30]. Las distancias en que se colocaron las fuerzas se muestran en la Tabla IV.

TABLA IV
DISTANCIA Y MAGNITUD DE LAS FUERZAS APLICADAS CON RESPECTO A LA UNIÓN DE REVOLUTA EN LA CADERA.

Fuerza	F1	F2	F3
Magnitud (N)	80	33	11
Distancia (m)	0.27	0.83	1.2

VI. RESULTADOS Y CONCLUSIONES

Se realizaron simulaciones considerando una posición deseada de $\theta_d = 15^\circ$ en la articulación de la cadera para un tiempo $t_f = 5$ s, despreciando el amortiguamiento de la unión de revoluta. En la Fig. 5 se muestran los resultados obtenidos donde se aprecia que el controlador GPI robusto compensa todas las perturbaciones y dinámicas despreciadas logrando seguir la trayectoria deseada. Se observa que al inicio del desplazamiento angular controlado se presentan variaciones menores a un grado, esto es debido a que se considera el efecto de gravedad, al inicio de la simulación el controlador trata de compensar todas las fuerzas que actúan. También, se observa que el torque de control presenta unos picos al inicio con valores menores a 90 Nm, que representan el torque requerido para compensar las fuerzas. Para esta simulación los parámetros utilizados para obtener las ganancias del controlador en el polinomio de Hurwitz fueron: $\omega=120$ y $\zeta=8$.

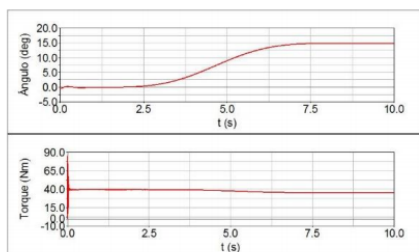


Fig. 5. Respuesta dinámica del exoesqueleto sin amortiguamiento en la articulación de la cadera. Ángulo (θ) de 15° y torque de control (τ).

Para una segunda simulación se propuso un ángulo deseado de $\theta_d = 45^\circ$ para un tiempo $t_f = 5$ s, las ganancias del controlador se determinaron con $\omega=120$ y $\zeta=7$. Se observa que se tiene una mejor sintonización y el torque de control disminuye. Esto se refleja en una mejor respuesta para el seguimiento de la trayectoria deseada, como se puede ver en la Fig. 6.

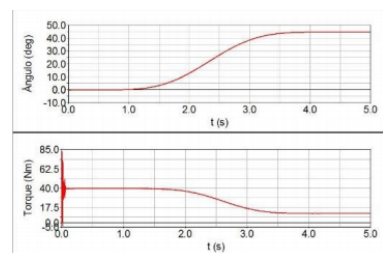


Fig. 6. Respuesta dinámica del exoesqueleto sin amortiguamiento en la articulación de la cadera. Ángulo (θ) de 45° y torque de control (τ).

Posteriormente se realizaron simulaciones considerando un amortiguamiento viscoso de $b = 0.05$ Nms/rad, un tiempo para alcanzar la posición de $t_f = 5$ s y parámetros $\omega=120$ y $\zeta=7$ para obtener las ganancias del controlador. En la Fig. 7 se muestran los resultados para un valor deseado de $\theta_d = 15^\circ$ y en la Fig. 8 los resultados para la posición deseada $\theta_d = 45^\circ$. Se observa que el controlador compensa también la perturbación generada por el amortiguamiento viscoso, y se logra el seguimiento de la trayectoria deseada.

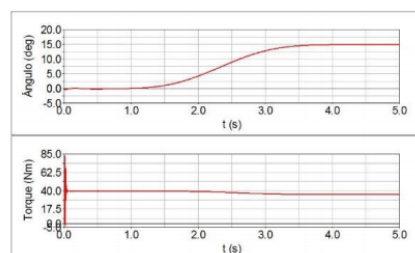


Fig. 7. Respuesta dinámica del exoesqueleto con amortiguamiento en la articulación de la cadera. Ángulo (θ) de 15° y torque de control (τ).

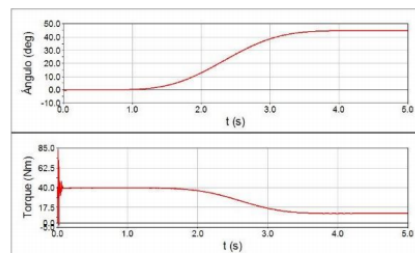


Fig. 8. Respuesta dinámica del exoesqueleto con amortiguamiento en la articulación de la cadera. Ángulo (θ) de 45° y torque de control (τ).

Al comparar los resultados de cada una de las simulaciones con el control GPI para distintas posiciones, se observa una compensación considerable de las perturbaciones desconocidas en comparación del control PD para un mismo seguimiento de trayectoria. El control GPI tiene la capacidad de hacer un seguimiento de trayectoria minimizando el error sin importar un ingreso de datos de entrada incorrecto, ya que los valores son compensados debido a que el modelo los considera como parte de la perturbación desconocida.

Como trabajo futuro se ha contemplado la construcción del exoesqueleto y la implementación del control robusto para realizar diferentes movimientos de rehabilitación de acuerdo a

lo establecido por la cinesiterapia para los pacientes de hemiplejía, principalmente en el plano sagital. Se pretende también que el control del exoesqueleto se lleve a través de las señales mioeléctricas de la pierna sana del paciente que ha sufrido parálisis para enviar señales que realicen los movimientos de rehabilitación en la pierna lesionada.

VII. REFERENCIAS

- [1] INEGI: Discapacidad en México (2010) [En línea], Disponible: <http://cuentame.inegi.org.mx/poblacion/discapacidad.aspx?tema=PM>.
- [2] La Ciencia Del Movimiento Aplicada a la Rehabilitación (2007) [En línea], Disponible: <http://www.terapia-fisica.com>.
- [3] Kinesiotherapy Vs. Physical Therapy: What's the Difference? (2013) [En línea], Disponible: <http://education-portal.com/articles/>.
- [4] Cinesiterapia, terapia por el movimiento (2008) [En línea], Disponible: <http://fisioterapiaonline.com/tecnicas/cinesiterapia/cinesiterapia.html>.
- [5] Prótesis y órtesis ¿Qué son y cuáles son sus diferencias? (2011) [En línea], Disponible: http://terapias.blogspot.mx/2011/02/protesis_6484.html.
- [6] Técnicas fisioterápicas en la hemiplejía (2007) [En línea], Disponible: <http://www.efisioterapia.net/articulos/tecnicas-fisioterapicas-la-hemiplejia>.
- [7] Khairul Anam; Adel Ali Al-Jumaily; "Active Exoskeleton Control Systems: State of the Art", *Procedia Engineering*, Volume 41, 2012, Pages 988-994, ISSN 1877-7058, <http://dx.doi.org/10.1016/j.proeng.2012.07.273>.
- [8] Geosalud: Accidente Cerebrovascular. [En línea], Disponible: http://www.geosalud.com/Enfermedades%20Cardiovasculares/accidente_cerebrovascular.htm.
- [9] Dollar, A.M.; Herr, H., "Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art," *Robotics, IEEE Transactions on*, vol.24, no.1, pp.144,158, Feb. 2008, doi: 10.1109/TRO.2008.915453.
- [10] L. Pons, José, *Wearable Robots: Biomechanical Exoskeletons*, John Wiley & Sons, 2008, 358 pp.
- [11] Zoss, A.B.; Kazerooni, H.; Chu, A., "Biomechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX)," *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, vol.11, no.2, pp.128,138, April 2006, doi: 10.1109/TMECH.2006.871087.
- [12] Banala, S.K.; Seok Hun Kim; Agrawal, S.K.; Scholz, J.P., "Robot Assisted Gait Training With Active Leg Exoskeleton (ALEX)," *Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE Transactions on*, vol.17, no.1, pp.2,8, Feb. 2009, doi: 10.1109/TNSRE.2008.2008280.
- [13] Caldwell, Darwin G.; Tzagarakis, Nikos G.; Kousidou, Sophia; Costa, Nelson; Sarakoglou, Ioannis. "Soft" Exoskeletons for Upper and Lower Body Rehabilitation - Design, Control and Testing." *International Journal of Humanoid Robotics* 4.3 (2007): 549-73. Web.
- [14] Cyberdyne: HAL for lower limb/medical, (2014), [En línea], Disponible http://www.cyberdyne.jp/english/products/LowerLimb_medical.html.
- [15] Cao, Heng; Ling, Zhengyang; Zhu, Jun; Wang, Yu; Wang, Wei. "Design Frame of a Leg Exoskeleton for Load-Carrying Augmentation.", 2009. 426-431. Web.
- [16] Kawamoto, Hiroaki; Lee, Suwoong; Kanbe, Shigehiro; Sankai, Yoshihuki. "Power Assist Method for HAL-3 using EMG-Based Feedback Controller." *Proceedings of the IEEE International Conference on Systems, Man and Cybernetics* 2 (2003): 1648-53. Web.
- [17] Lenzi, T.; De Rossi, S.M.M.; Vitiello, N.; Carrozza, M.C., "Intention-Based EMG Control for Powered Exoskeletons," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol.59, no.8, pp.2180,2190, Aug. 2012, doi: 10.1109/TBME.2012.219882.
- [18] Yamamoto, Keijiro; Ishii, Mineo; Hyodo, Kazuhito; Yoshimitsu, Toshihiro; Matsuo, Takashi. "Development of Power Assisting Suit (Miniaturization of Supply System to Realize Wearable Suit)." *JSME International Journal, Series C: Mechanical Systems, Machine Elements and Manufacturing* 46.3 (2003): 923-30. Web.
- [19] Yamamoto, Keijiro; Hyodo, Kazuhito; Ishi, Mineo; Matsuo Takashi, T. "Development of Power Assisting Suit for Assisting Nurse Labor." *JSME International Journal, Series C: Mechanical Systems, Machine Elements and Manufacturing* 45.3 (2002): 703-11. Web.
- [20] Castro, S.; Lugo, E.; Ponce, P.; Molina, A., "Assistive Robotic Exoskeleton for Helping Limb Girdle Muscular Dystrophy," *Mechatronics, Electronics and Automotive Engineering (ICMEAE), 2013 International Conference on*, vol., no., pp.27,32, 19-22 Nov. 2013, doi: 10.1109/ICMEAE.2013.9.
- [21] Kawamoto, H.; Hayashi, T.; Sakurai, T.; Eguchi, K.; Sankai, Y., "Development of single leg version of HAL for hemiplegia," *Engineering in Medicine and Biology Society, 2009. EMBC 2009. Annual International Conference of the IEEE*, vol., no., pp.5038,5043, 3-6 Sept. 2009. doi: 10.1109/IEMBS.2009.5333698.
- [22] Kawamoto, H.; Taal, S.; Niniss, H.; Hayashi, T.; Kamibayashi, K.; Eguchi, K.; Sankai, Y., "Voluntary motion support control of Robot Suit HAL triggered by bioelectrical signal for hemiplegia," *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE*, vol., no., pp.462,466, Aug. 31 2010-Sept. 4 2010, doi: 10.1109/IEMBS.2010.5626191.
- [23] Shah Mihir Rajesh, "Design of Human Exo-skeleton Suit for Rehabilitation of Hemiplegic People", *Procedia Engineering, Volume 51, 2013, Pages 544-553, ISSN 1877-7058*, <http://dx.doi.org/10.1016/j.proeng.2013.01.07>.
- [24] Safizadeh, M.R.; Hussein, M.; Samat, K.F.; M.S. Che Kob; Yaacob, M.S; M.Z. MdZain. "Kinematic Analysis of an Assistive Robotic Leg for Hemiplegic and Hemiparetic Patients." *World Academy of Science, Engineering and Technology* 72 (2010): 454-60. Web. 31 Aug. 2014.
- [25] Ávila C., Rosario; Prado L., Lilia; González M., Elvia, "Dimensiones antropométricas: Población Latinoamericana", Universidad de Guadalajara, Centro Universitario de Arte, Arquitectura y Diseño, ISBN 978-970-27-1193-3.
- [26] T. W. Sederberg. "Computer Aided Geometric Design Course Notes", Chapter 2, Bézier Curves (2012), [En línea], Disponible: <http://cagd.cs.byu.edu/~557/text/ch2.pdf>
- [27] Fliess M.; Marquez, R.; Delaleau, E.; Sira-Ramirez H., "Correcteurs Proportionnels-Intégraux Généralisés", *ESAIM: Control, Optimization and Calculus of Variations*, 7(2), pp. 23-41, 2002.
- [28] Sira-Ramirez H.; Beltrán-Carbajal, F.; Blanco-Ortega, A., "A Generalized Proportional Integral Output Feedback Controller for the Robust Perturbation Rejection in a Mechanical System", *e-STA. Sciences et Technologies de l'Automatique*. Vol. 5, No. 4, pp. 24-32, 2008.
- [29] Blanco Ortega, A.; López Leyva, J. A.; Vela Valdés, G.; Chávez Conde E. "Control of a knee rehabilitation machine using a virtual prototype", *Frontiers in Computer Education, Advances in Intelligent and Soft Computing*, Springer Berlin Heidelberg, pp. 601-609, 2011.
- [30] Tözeren, Aydin. *Human body dynamics: classical mechanics and human movement*. Springer, 2000. ISBN 0-387-98801-7.



Carlos Manuel Lara Barrios, Ingeniero Mecánico egresado del Instituto Tecnológico Superior de Coatzacoalcos. Estudiante en la generación 2013 de la Maestría en Ciencias en Ingeniería Mecánica con especialidad en Diseño Mecánico en el Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico (CENIDET).



Andrés Blanco Ortega, Ingeniero Electromecánico egresado del Instituto Tecnológico de Zacatepec en 1995. Obtuvo el grado de Maestro en Ciencias en Ingeniería Mecánica con especialidad en Diseño Mecánico en el Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico (CENIDET) en 2001 y el Doctorado en Ciencias en Ingeniería Eléctrica, Sección Mecatrónica en el Centro de Investigación y Estudios Avanzados del IPN en 2005.



Arturo Abundez Pliego, Ingeniero Mecánico Agrícola egresado de la Universidad Autónoma de Chapingo en 2001. Obtuvo el grado de Maestro en Ciencias en Ingeniería Mecánica en 2004, y el Doctorado en Ciencias en Ingeniería Mecánica con especialidad en Diseño Mecánico en 2010, en el Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico (CENIDET).

International Conference on Mechatronics, Electronics and Automotive Engineering
 Noviembre 24 – 27 de 2015, Cuernavaca, Morelos, México

Sit-to-Stand Simulation for Torque Estimation on Lower Limb Joints, *2015 International Conference on Mechatronics, Electronics and Automotive Engineering (ICMEAE)*, pp. 116-121, ISBN 978-1-4673-8329-5/15, doi: 10.1109/ICMEAE.2015.33

Sit-to-Stand Simulation for Torque Estimation on Lower Limb Joints

C. M. Lara-Barrios, A. Blanco-Ortega, A. Abúndez-Pliego, J. Colín-Ocampo

Departamento de Ingeniería Mecánica

Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, CENIDET

Cuernavaca, Morelos, México

carlos.lara@cenidet.edu.mx, andres.blanco@cenidet.edu.mx, abundez@cenidet.edu.mx, jcolin@cenidet.edu.mx

Abstract— A simulation for torque estimation during a sit-to-stand movement was developed on the aim of actuator selection on the development of an exoskeleton for the lower limb rehabilitation of hemiplegic patients. The results by simulation on a virtual environment are presented. A comparison between simulation results and experiments with real subjects performed by 4 authors are presented. Differences between simulation and experimental results are associated to the musculoskeletal system nature and the experiment conditions on reviewed publications.

Keywords- PID Control, Physiology, Assistive devices, Exoskeletons, Computer simulation, Joint torque, Sit-to-stand, Biarticular muscle, Lower limbs.

I. INTRODUCTION

On the context of physical rehabilitation, an exoskeleton is defined as an anthropomorphic mechanical device carried by a user whose structure fits to the human body. These structures can be seen as a technology that extends, complements, substitutes or enhances functions and human capabilities.

This work is centered on the development of an exoskeleton focused on the physiotherapy on patients suffering a hemiplegia condition. This kind of paralysis is commonly presented on elderly people, due to strokes, multiple sclerosis, spinal cord injuries, leg injuries, among other causes.

The rehabilitation of hemiplegic patients should be done as soon as possible since the first occurrence of paralysis. The passive kinesiotherapy establishes that mobilization of all the affected joints must be done with cooperation of the patient. Rehabilitation movements for this work seeks positions of supine, sitting and standing, changing from one position to another is based on patient's improvement [1]. This exoskeleton proposes the patient's rehabilitation with exercises along the sagittal plane using a structure with 3 degrees of freedom (DOF), one for each lower limb joint: hip, knee and ankle.

The mechanical design of this exoskeleton has been focused on a first stage for the rehabilitation on joints located at the lower limbs. Mobility on the lower limbs is important for physiological processes such as digestion or blood circulation.

II. CONCEPTUAL DESIGN

The exoskeleton was designed mainly regarding to considerations under two critical load scenarios to define the geometry of the structure linkages. The first case states the user on standing while loading the whole body weight on one leg of the exoskeleton for a moment without any other support besides that leg. The second scenario shows up when the user performs a *sit-to-stand* (STS) movement; if the weakened leg has no action on the movement, the elements on the thigh of the exoskeleton share (for a moment) a load with the healthy leg; such load is composed by the trunk and upper limbs weights. Besides of the own considerations regarding material strength and geometry of the structure, some additional biomechanical considerations and guidelines for the design of exoskeletons [2, 3, 4] must be take into account, such as kinematic compliance, anthropometric variability, range of motion (ROM) and required torque from the actuators to transmit force to the user through the structure.

For torque estimation, STS movement was defined as the main critical scenario for the force transmission at the lower. After a review on the state-of-the-art related with the torque estimation on the lower joints through STS experiments, there wasn't found a proportional relation on results between many authors to define a torque related to applications on exoskeletons. Results and comparisons will be detailed later in this section.

The STS movement and the torque estimations on the lower joints has been object of study on several occasions, mainly with the aim to obtain torque values to be applied on physiotherapy. Comparisons have been made between healthy elderly adults [5] and elderly adults with Parkinson disease (PD) [6] focused on studying the effect of age and PD on the joint torques. The effects of increasing the speed on STS has been also studied [7]. Most of the documented experiments for torque estimation were carried out using opto-electronic systems and force reaction plates on the floor along with the mathematical models representing kinematics and dynamics of the STS on a kinematic chain of 5 DOF [6, 8] solving the inverse dynamics problem with data obtained from the force reaction plates.

When realizing the review of published works to achieve a

value on the joint torques during STS, it was possible to identify similarities and differences between experiments.

The main similarity is the proceeding for the experiment: The subjects sat on an armless chair of adjustable height. The chair was placed over a plate measuring the ground reaction force. On each experiment, the chair's height was adjusted to ensure that every subject has their knees flexed at 90°. On front of the chair a second force plate was placed with a significant separation from the first one (about 8 cm); both feet were placed on this plate. From this initial position, all the subjects rose without any extra flexion on the knee, without taking a step forward or making movement with the arms. The subjects were requested to keep the arms folded over the chest, so the full capacity of the lower joints could be studied. The feet separation was equal to the shoulders width. Most of the studied publications were supported by a video record to analyze the kinematics on the limbs by following markers placed on selected points. Dynamics were analyzed using the data recorded from the force plates.

On the other hand, the main difference was found on the velocity at which the movement took place. On [5], authors sought a mean time of 1.15s on the STS movement, stimulating synchronization using a metronome at 52 bpm. On [6], subjects were requested to stand up at self-selected speeds. The results presented by [7] show subjects movement at three self-selected speeds: *as fast as possible*, *natural velocity* and *as slow as possible*. Differences between authors using the same experiment but different velocities are presented on Table 1.

On each author reviewed:

1. Elderly patients with PD and healthy elderly adults. Mean mass of 52.4 kg and 1.56 m mean height [6].
2. Each subject established their own speed to perform the movement. Eight healthy adults between 26 and 38 years old with a mean mass of 64.1 kg and a mean height of 1.74 m. [7].
3. The selected subjects were 17 healthy young adults, 23 healthy elderly adults and 11 elderly women with difficulties to stand up [9].
4. Results from experiments on a single subject. 27 years old, 93 kg weight and 1.78 m height [10].

TABLE 1. TORQUE ESTIMATION ON LOWER LIMB JOINTS DURING STS MOVEMENT REPORTED BY SOME AUTHORS.

Joint / Author	Torque for Sit-to-Stand (Nm)			
	1	2	3	4
Hip	74.71	50-90 ^a	82 ^b , 96 ^c	59.52
Knee	95.64	111-184 ^a	119 ^b , 112 ^c	81.84
Ankle	55.83	25-125 ^a	8 ^b , 14 ^c	-

a. Torque interval due to the subject performing tests at three different velocities: as slow as possible, natural and as fast as possible.
b. Young adults.
c. Elderly adults without difficulties.

While the difference between values could be associated to differences on ages between test subjects, variables as speed and time aren't controlled on most of the publications reviewed. The ROM are quite similar on the STS movement, but the fact of not having control over the velocity of the activity carries differences on acceleration and therefore, different values on torques.

With this conclusion, this work proposes a simulation using a virtual model to estimate joint torques under defined conditions on STS for the exoskeleton developed on this work.

III. SIMULATION

A virtual anthropomorphic model was used. With 80 kg weight and 1.70 m. height, the model geometry limits the movements to the sagittal plane only (flexion/extension). The model is shown in Fig. 1.

The virtual model was imported to the multibody dynamics simulation software, MSC Adams, and placed on a sitting position above blocks, as shown on Fig. 2. Hip joint was flexed 90° and arms kept extended looking downwards and straight during the activity (unlike experiments on the reviewed publications where subjects folded their arms to avoid using them as support). According to comparisons presented on [9], results analyzed by the author suggest that the use of hands has no major influence to reduce torques on lower joints. However, at standing up, hands could be used to increase posture stability.

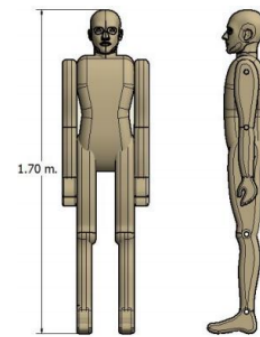


Fig. 1. Virtual anthropomorphic model.

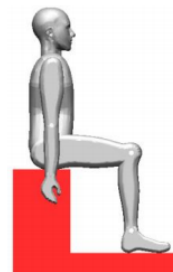


Fig. 2. Virtual model for STS simulation.

To perform a simulation as real as possible, a division of the STS on stages were analyzed, mainly the division proposed by [11]. STS movement was divided on 4 stages, of which 3 are of key interest. Each one of these stages is described below:

- Stage 1: *Movement begins*

Trunk flexes forward. Thigh, shank and feet remains stationary on both legs. Body movement on this phase is essentially forward. This stage finishes a moment before gluteus lift off the seat.

- Stage 2: *Transfer phase*

Starts when gluteus lift off the seat. This phase finishes when maximum ankle dorsiflexion is achieved. During this stage, the center of mass of the body travels forward and upward. The maximum position of the center of mass on forward direction is reached before the maximum dorsiflexion.

- Stage 3: *Extension phase*

This stage starts after maximum dorsiflexion on the ankle and it's completed when hip extends until its anatomical position. On this stage, full extension of the knee is reached.

- Stage 4: *Stabilization phase*

Starts just after hip joint reaches zero angular velocity and continues until every movement associated with stabilization on standing up is completed.

The mean time to complete the movement (from stages 1 to 3) according to [11] was 1.95s (100%), where stage 1 took a mean time of 0.5s (28%), stage 2 was completed on 0.33s (18%) and phase 3 on 0.98s (54%). Experiments were timed with a metronome and video recordings.

On [9] the mean values of angular displacements on every joint are presented for two groups: young adults and elderly people. For this simulation, the values of angular displacement corresponding to elderly people were selected because of its greater mean values. Angular values of 0° are considered for the anatomical position. On stage 1, without the use of hands, there is a record of 42.9° on trunk flexion. For stage 2 there is a 15.7° extension on the thigh and 8.2° flexion on the knee. On stage 3, hip, knee and ankle joints return to their anatomical position. With this angular displacements on each joint and a 2s time to complete the task on simulation, every stage was defined with its corresponding proportional time as shown in Table 2.

TABLE 2. SIT-TO-STAND STAGES FOR SIMULATION WITH VIRTUAL MODEL. TIME INTERVALS AND ACTIONS FOR EVERY STAGE.

Stage	Time interval (s)	Action
1	0 – 0.56	42.9° trunk flexion
2	0.56 – 0.92	15.7° hip extension 8.2° knee flexion
3	0.92 – 2	42.9° trunk extension 74.3° hip extension 8.2° knee extension

IV. RESULTS AND CONCLUSIONS

The results of torque in time along the STS activity are presented in Fig. 3.

Obtained torques represent a total for both legs. Thus, an actuator on each leg should deliver half of the value presented on Fig. 3 to perform the movement on the defined time. On real tests developed by [12], there are no significant differences between torques on left or right leg. During a physiotherapy session, a patient will perform an exercise wearing the exoskeleton using his healthy leg; this movement will be recorded to obtain myoelectric signals to be processed as control signals for the actuators on the weakened leg. This will allow the patient to perform exercises controlled entirely by himself. Torques for the assisted leg are given on Table 3.

On Fig. 4, separate graphs for each joint are presented. There is a similarity in shape between the knee and ankle graphs, with a clear difference on torque amplitude. This is due to the system taking a behavior similar to an inverted pendulum where slight changes on torque are enough to displace the mass to a new position.

According to the state-of-the-art review, the results published by [11] are the only ones who developed a close time to the one established for this simulation. However, such work shows only displacements, velocities and the stages division for the STS movement. When comparing the simulation obtained torques with the ones obtained by experiments (Table 1 versus Table 3), a clear difference is noted. This could be due to the nature of the musculoskeletal system, where biarticular muscles could have influence on the estimated torque. In the exoskeleton, the actuator transmits his force by direct transmission only in the joint where it's attached, so the actuation exists only for one joint at a time. However, with a smooth path tracking on the simulation the required torques could be minimized.

Estimated torques would correspond in reality to a user wearing the exoskeleton during a rehabilitation session when the affected muscles aren't active at all, so the controller would be sending a torque control signal similar to the ones obtained on simulation. It is also expected that maximum torque values aren't achieved as the patient regains function on the weakened leg. Muscular activity on the affected leg will reduce the required torque for the patient to perform the movements until full recovery.

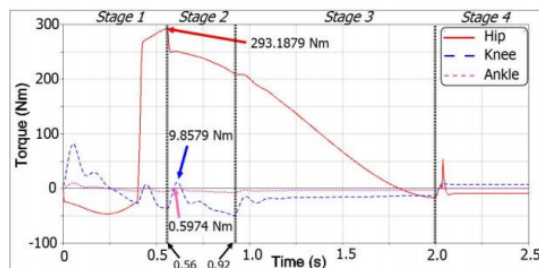


Fig. 3. Torque estimation on lower limb joints during STS simulation.

TABLE 3. TORQUES FOR LOWER LIMB JOINTS ON A SINGLE LEG PERFORMING STS ACTIVITY.

Joint	Required torque (Nm)
Hip	146.59
Knee	4.9289
Ankle	0.2987

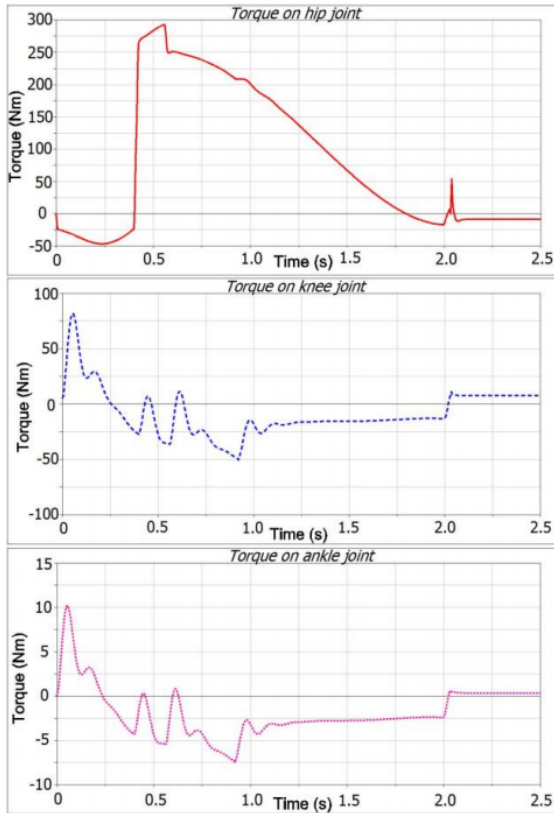


Fig. 4. Control torques for hip, knee and ankle joints (graphs in descending order).

Torque estimation on actuators based on simulation instead of experimentation allows a fast estimation which can be iterated to a variety of weight and heights on the virtual model. Most of the work focused on torque estimation on STS depends of optoelectronic equipment and force reaction plates; which limits the scenarios where this kind of tests could be performed.

Simulation presented on this work considers ideal conditions on the lower joints, which could be translated on a healthy subject without joint weakness with a body mass index (BMI) slightly above the ideal. This situation could be treated on future works to reach more realistic conditions adding joint stiffness and several BMI's as a first approach.

A detailed description of simulation parameters and paths is presented on section V.

V. APPENDIX: SIMULATION PARAMETERS

Inside the simulation environment, body segments are related by hinge joints due to movements along the sagittal plane only. Upper body joints (wrist, elbow and shoulder) for the virtual model are locked with rigid joints. Lower limb joints have one rotational DOF. Feet were grounded to the base platform where the model is "seated". Base platform is locked to ground.

A density value given for the virtual model is of 933 kg/m^3 , which is around the estimated value for the human body; this provides a model with 79.98 kg weight. Height is 1.7 m . With this data, simulation represents a scenario where the subject has a slight overweight.

On Table 2 at section III, ROM and stages of STS movement were stated. It's necessary to define control paths who can reach the established parameters to let the exoskeleton linkages perform the movement as natural as possible.

A. Desired path for trunk and upper limbs

According to section III, during stage 1, trunk moves forward 42.9° on $0.5s$ starting from anatomical position, then, during the next stages, trunk and upper limbs should return to anatomical position along the remaining simulation time. Total simulation time is $2s$. Desired path for trunk and upper limbs is shown on Fig. 5.

B. Desired path for hip joint

Hip joint has control over thigh position. Thigh begins at 90° from its anatomical position (virtual model initial position is seated), its movement starts on stage 2. During $0.36s$ thigh has to reach 15.7° extension; at this time, stage 2 ends. On the remaining time to reach $2s$ (stage 3), thigh continues its extension movement until anatomic position is reached.

On Fig. 6, movement starts 0.1 s after time interval defined by [11] is reached. Doing comparisons of this simulation with real test videos under a virtual environment [13], some abruptness were noticed when time intervals were strictly enforced between stages. This caused unnecessary accelerations who raised the estimated torques due to the absence of a "fluid motion".



Fig. 5. Desired path for trunk and upper limbs on STS movement. A 42.9° flexion is desired on $0.52s$, which correspond to stage 1 of the movement. Remaining simulation time is used to return to anatomic position.

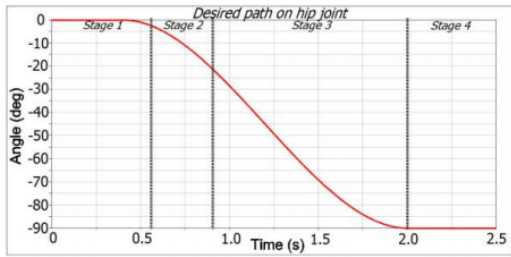


Fig. 6. Desired path for hip joint on STS movement. A 15.7° flexion is desired on 0.36s from the beginning of phase 2. Remaining simulation time is used to return to anatomic position.

C. Desired path for knee joint

Knee joint has control over shin position. Identified parameters states the beginning of shin movement at stage 2 during 0.36s to perform an 8.2° flexion, when this time is reached, stage 2 finishes too. Remaining time to reach 2s is used for knee extension until anatomical position. Desired path for knee joint is shown on Fig. 7.

D. Control torques

A PID controller with path tracking was applied on the virtual model. The dynamic model for each limb was considered as a single DOF link chain despite of the fact that the virtual model leg is actually a 3 DOF linkage. Perturbations caused by the absence of relative terms to the 2 remaining DOF are balanced with appropriate gains on the controller. Torque for each joint were proposed with (1):

$$\tau_i = I_{O_i} \ddot{\theta}_i + m_i g h_i \quad (1)$$

where I_O is the moment of inertia with respect to the revolute joint, $\ddot{\theta}$ is the angular acceleration, i index refers to each joint and mgh is the product of the limb mass, gravity and the height of the center of gravity regarding to an horizontal line aligned with the corresponding i hinge.

With the control law

$$\tau = I_O \left[\ddot{\theta}_d - k_p(\theta - \theta_d) - k_i \int (\theta - \theta_d) - k_d(\dot{\theta} - \dot{\theta}_d) \right] + mgh \quad (2)$$

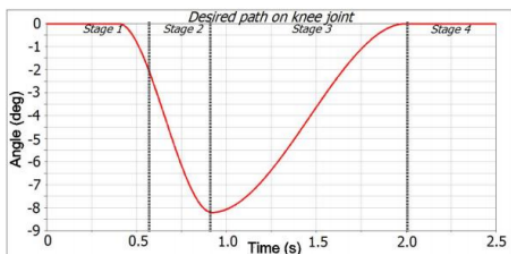


Fig. 7. Desired path for knee joint on STS movement. An 8.2° flexion is desired on 0.36s from the beginning of phase 2. Remaining simulation time is used to return to anatomical position.

where

- $\ddot{\theta}$ is the angular acceleration for the system
- k_p is the proportional action
- k_i is the integral action
- k_d is the derivative action
- $(\theta - \theta_d)$ is the angular position error e . Given by the real position θ measured from simulation minus a desired position θ_d given by the desired path.
- $(\dot{\theta} - \dot{\theta}_d)$ is the angular velocity error \dot{e} . Given by the real velocity $\dot{\theta}$ measured from simulation minus a desired angular velocity $\dot{\theta}_d$ given by the desired path.

By substituting (2) on (1), the control torque for each joint after computing moments of inertia and potential energies results:

$$\ddot{\theta} = \left[\ddot{\theta}_d - k_p(\theta - \theta_d) - k_i \int (\theta - \theta_d) - k_d(\dot{\theta} - \dot{\theta}_d) \right] \quad (3)$$

Expressing equation (2) on terms of error:

$$\ddot{e} + k_p(e) + k_i \int (e) + k_d(\dot{e}) = 0 \quad (4)$$

Deriving equation (3):

$$\ddot{e} + k_d \dot{e} + k_p e + k_i e = 0 \quad (5)$$

Gains k_p , k_i and k_d are estimated from a third order Hurwitz polynomial

$$(s + p)(s^2 + 2\xi\omega_n s + \omega_n^2) = 0 \quad (6)$$

where

$$\begin{aligned} k_p &= 2\xi\omega_n p + \omega_n^2 \\ k_i &= \omega_n^2 p \\ k_d &= 2\xi\omega_n + p \end{aligned}$$

Values are assigned to ξ , ω_n and p realizing a *manual adjustment* [14]. Great gain values are reached on the aim to achieve a disturbances compensation due to the mathematical model stated on equation (1).

On the hip joint, with $\xi = 15$, $\omega_n = 30$ and $p = 30$ the equation for control torque is:

$$\begin{aligned} \tau = & -13.3712 \left[-27900(\theta - \theta_d) - 27000 \int (\theta - \theta_d) \right. \\ & \left. - 930(\dot{\theta} - \dot{\theta}_d) \right] + 11.5518 \sin(\theta) \end{aligned} \quad (7)$$

On the knee joint, with $\xi = 10$, $\omega_n = 40$ and $p = 80$ the equation for control torque is:

$$\begin{aligned} \tau = & -0.1410 \left[-65600(\theta - \theta_d) - 128000 \int (\theta - \theta_d) \right. \\ & \left. - 880(\dot{\theta} - \dot{\theta}_d) \right] + 5.0284 \sin(\theta) \end{aligned} \quad (8)$$

On the ankle joint, with $\xi = 5$, $\omega_n = 20$ and $p = 40$ the equation for control torque is:

$$\tau = -0.0187 \left[-8400(\theta - \theta_d) - 16000 \int (\theta - \theta_d) - 240(\dot{\theta} - \dot{\theta}_d) \right] + 0.8145 \sin(\theta) \quad (9)$$

Graphs for each control torque were presented on Fig. 4.

E. Path tracking

Path tracking for each joint is shown on Fig. 8 for trunk and upper limbs, hip and knee. A slight but acceptable variation is observed on the path tracking of trunk and knee.

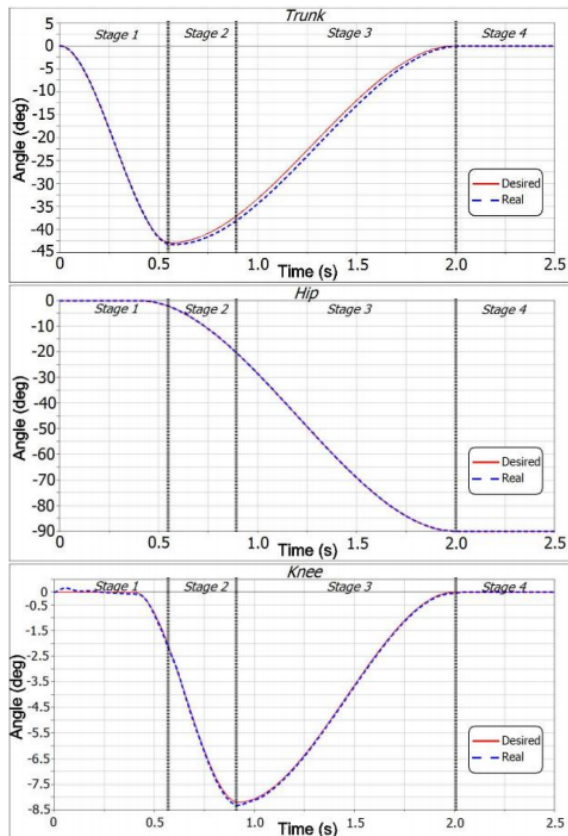


Fig. 8. Path tracking for trunk, hip and knee (descending order). Red line represents desired path, blue dashed line represents real path on simulation.

ACKNOWLEDGMENT

Research reported here was supported by grants of the Tecnológico Nacional de México, TecNM through the project "Diseño y construcción de un exoesqueleto de rehabilitación para miembros inferiores controlado por señales mioeléctricas", ID number 5516.15-P.

REFERENCES

- [1] eFisioterapia, "Técnicas fisioterápicas en la hemiplejía," 14 Noviembre 2007. [Online]. Available: <http://www.efisioterapia.net/articulos/tecnicas-fisioterapicas-la-hemiplejia>. [Accessed 10 10 2014].
- [2] A. M. Dollar and H. Herr, "Lower extremity exoskeletons and active orthoses: challenges and state-of-the-art," *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 1, no. 24, pp. 144-158, 2008.
- [3] A. M. Dollar and M. Cenciari, "Biomechanical considerations in the design of lower limb exoskeletons," *2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, pp. 1-6, 2011.
- [4] H. P. Crowell III, "Human Engineering Design Guidelines for a Powered, Full Body Exoskeleton," U.S. Army Research Laboratory, Maryland, 1995.
- [5] E. R. Ikeda, M. L. Schenkman, P. O'Riley and W. A. Hodge, "Influence of age on dynamics of rising from a chair," *Physical Therapy*, vol. 71, no. 6, pp. 473-481, 1991.
- [6] M. K. Y. Mak, O. Levin, J. Mizrahi and C. W. Y. Hui-Chan, "Joint torques during sit-to-stand in healthy subjects and people with Parkinson's disease," *Clinical Biomechanics*, vol. 18, no. 3, pp. 197-206, 2003.
- [7] Y.-C. Pai and M. W. Rogers, "Speed Variation and Resultant Joint Torques During Sit-to-Stand," *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 72, no. 11, pp. 881-885, 1991.
- [8] S. H. Koozekanani, K. Barin, R. B. McGhee and H. T. Chang, "A Recursive Free-Body Approach to Computer Simulation of Human Postural Dynamics," *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, Vols. BME-30, no. 12, pp. 787-792, 1983.
- [9] A. B. Schultz, N. B. Alexander and J. A. Ashton-Miller, "Biomechanical Analyses of Rising From a Chair," *Journal of biomechanics*, vol. 25, no. 12, pp. 1383-1391, 1992.
- [10] S. M. Kim, S. Y. Lee, H. C. Kang and J. H. Jeong, "Study of knee and hip joints' moment estimation by biomechanical simulation during various motion changes," *Proceedings of the world congress on engineering and computer science*, 2009.
- [11] M. Schenkman, R. A. Berger, P. O Riley, R. W. Mann and W. A. Hodge, "Whole-Body Movements During Rising to Standing from Sitting," *Physical Therapy*, vol. 70, no. 10, pp. 638-651, 1990.
- [12] O. Borges, "Isometric and isokinetic knee extension and flexion torque in men and women aged 20-70," *Scand J Rehabil Med*, vol. 21, no. 1, pp. 45-53, 1989.
- [13] O. Biomechanics, "OpenSim 3.1 Simulation of Sit to Stand (STS) Transfer," YouTube, 27 08 2013. [Online]. Available: <https://www.youtube.com/watch?v=j-o94qfJKvM>. [Accessed 01 03 2014].
- [14] A. Salgado, "Regulación PID qué es y como se ajusta," *Energética XXI*, 19 05 2009. [Online]. Available: <https://plantaselectricas.wordpress.com/2009/05/19/regulacion-pid-que-es-y-como-se-ajusta/>. [Accessed 20 03 2015].

Referencias

- [1] Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI), «Discapacidad en México,» 2010. [En línea]. Disponible: <http://cuentame.inegi.org.mx/poblacion/discapacidad.aspx?tema=P>. [Último acceso: 15 Abril 2014].
- [2] Instituto Nacional de Estadística y Geografía, «Sociedad y Gobierno: Cuadro Resumen, Indicadores Sociales,» [En línea]. Disponible: <http://www3.inegi.org.mx/sistemas/temas/default.aspx?s=est&c=21702>. [Último acceso: 15 Abril 2014].
- [3] Terapia-Física™.com , «La Ciencia Del Movimiento Aplicada a la Rehabilitación,» 2007. [En línea]. Disponible: <http://www.terapia-fisica.com/>. [Último acceso: 15 Abril 2014].
- [4] Education Portal, «Kinesiotherapy Vs. Physical Therapy: What's the Difference?,» 2013. [En línea]. Disponible: http://education-portal.com/articles/Kinesiotherapy_vs_Physical_Therapy_Whats_the_Difference.html. [Último acceso: 12 Abril 2014].
- [5] JMGR, «Cinesiterapia, terapia por el movimiento,» [En línea]. Disponible: <http://fisioterapiaonline.com/tecnicas/cinesiterapia/cinesiterapia.html>. [Último acceso: 12 Abril 2014].
- [6] «Prótesis y órtesis ¿Qué son y cuales son sus diferencias?,» [En línea]. Disponible: http://terapeutas.blogspot.mx/2011/02/protesis_6484.html. [Último acceso: 30 Marzo 2014].
- [7] D. G. Caldwell, N. G. Tsagarakis y S. Kousidou, «"Soft" Exoskeletons for Upper and Lower Body Rehabilitation-- Design, Control and Testing,» *International Journal of Humanoid Robotics*, vol. 4, pp. 549-573, 2007.
- [8] J. L. Pons, *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*, Wiley, 2008.
- [9] GeoSalud, «Accidente Cerebrovascular,» [En línea]. Disponible: http://www.geosalud.com/Enfermedades%20Cardiovasculares/accidente_cerebrovascular.htm. [Último acceso: 24 Noviembre 2014].
- [10] DMedicina.com, «ENFERMEDADES: ESCLEROSIS MÚLTIPLE,» 2009. [En línea]. Disponible: <http://www.dmedicina.com/enfermedades/neurologicas/esclerosis-multiple>. [Último acceso: 20 Marzo 2014].

-
- [11] M. T. Flórez García, «Intervenciones para mejorar la función motora en el paciente con ictus,» *Rehabilitación*, vol. 6, nº 34, pp. 423-437, 2000.
- [12] U.S. Department of Health and Human Services, «Post-Stroke Rehabilitation,» National Institute of Health, Bethesda, Maryland, 2014.
- [13] « La capacidad propioceptiva: Sensibilidad particular,» [En línea]. Disponible: <http://www.adieta.com/salud-rehabilitacion/la-capacidad-propioceptiva.html>. [Último acceso: 26 Noviembre 2014].
- [14] J. Moreno Sanjuán, «Técnicas fisioterápicas en la hemiplejía,» 14 Noviembre 2007. [En línea]. Disponible: <http://www.efisioterapia.net/articulos/tecnicas-fisioterapicas-la-hemiplejia>. [Último acceso: 26 Agosto 2014].
- [15] A. d. Iregua, «Ejercicios de cadera y piernas,» [En línea]. Disponible: http://www.albelda.info/salud/ejercicios_cadera_piernas.htm. [Último acceso: 23 Febrero 2014].
- [16] «Fisioterapia en centros geriátricos: Ejercicios activos dirigidos y actividades de la vida diaria,» eFisioterapia, 01 Octubre 2013. [En línea]. Disponible: <http://www.efisioterapia.net/articulos/fisioterapia-centros-geriatricos-ejercicios-activosdirigidos-y-actividades-la-vida-diaria>. [Último acceso: 14 Octubre 2014].
- [17] D. Knudson, «Chapter 12: Applying Biomechanics in Sports Medicine and Rehabilitation,» de *Fundamentals of Biomechanics*, Chico, CA, Springer, 2007, pp. 247-255.
- [18] J. D. Cerdeño Arconada y V. Yuste Vara, «Protocolo ejercicios de cadera,» eFisioterapia, 08 Noviembre 2012. [En línea]. Disponible: <http://www.efisioterapia.net/articulos/protocolo-ejercicios-cadera>. [Último acceso: 25 Agosto 2015].
- [19] P. Konrad, «The abc of emg. A practical introduction to kinesiological electromyography,» 2005.
- [20] F. V., «Basics of surface electromyography. Applied to Physical Rehabilitation and Biomechanics,» 2009.
- [21] N. Hogan y R. W. Mann, «Myoelectric signal processing: Optimal estimation applied to electromyography-Part I: Derivation of the optimal myoprocessor.,» *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, nº 7, pp. 382-395, 1980.
- [22] E. E. Orosco, N. M. Lopez y F. di Sciascio, «Bispectrum-based features classification for myoelectric control,» *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 8, nº 2, pp. 153-168, 2013.
- [23] P. A. Parker, J. A. Stuller y R. N. Scott, «Signal Processing for the Multistate Myoelectric Channel,» *Proceedings of the IEEE*, vol. 65, nº 5, pp. 662-674, 1977.

- [24] E. Clancy y N. Hogan, «Probability density of the surface electromyogram and its relation to amplitude detectors,» *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 46, n° 6, pp. 730-739, 1999.
- [25] M. A. Oskoei y H. Huosheng, «Myoelectric control systems—A survey,» *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 2, n° 4, pp. 275-294, 2007.
- [26] E. C. Orosco, N. M. Lopez y F. di Sciascio, «Bispectrum-based features classification for myoelectric control,» *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 8, n° 2, pp. 153-168, 2013.
- [27] R. Merletti, «International Society of Electrophysiology and Kinesiology: Standards for Reporting EMG Data,» [En línea]. Disponible: http://www.isek-online.org/standards_emg.html. [Último acceso: 10 Marzo 2014].
- [28] D. Knudson, «Chapter 2: Fundamentals of biomechanics and qualitative analysis,» de *Fundamentals of Biomechanics*, New York, Springer, 2007, pp. 23-40.
- [29] A. Tözeren, *Human Body Dynamics: Classical Mechanics and Human Movement*, Springer Science & Business Media, 2000.
- [30] N. Özkaya, M. Nordin, D. Goldsheyder y D. Leger, «5. Applications of Statics to Biomechanics,» de *Fundamentals of Biomechanics: Equilibrium, Motion and Deformation*, New York, Springer, 2012, pp. 61-86.
- [31] T. Taylor, «Hinge Joint - Anatomy Pictures and Information,» InnerBody, [En línea]. Disponible: http://www.innerbody.com/image_skel07/skel31.html. [Último acceso: 19 Marzo 2015].
- [32] K. R. Kaufman y K.-N. An, «20. Joint-Articulating Surface Motion,» de *The Biomedical Engineering Handbook*, Boca Raton, Florida, CRC Press LLC, 2000, pp. 319-356.
- [33] D.-H. Wang, J. Guo, L. Kok-Meng, C.-J. Yang y H. Yu, «An adaptive knee joint exoskeleton based on biological geometries,» *2011 IEEE International Conference on Robotics and Automation (ICRA)*, pp. 1286-1391, 2011.
- [34] M. Cestari, D. Sanz-Merodio, J. C. Arevalo y E. García, «An adjustable Compliant Joint for Lower-Limb Exoskeletons,» *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 20, n° 2, pp. 889-898, 2015.
- [35] J. M. Bertomeu Baydal, J. M. Belda Lois, R. Barbera Guillem, Á. Page del Pozo, J. Sanchez Lacuesta, C. Gimeno Molla, P. Vera Luna y J. Prat Pastor, «Development of a hinge compatible with the kinematics of the knee joint,» *Prosthetics and orthotics international*, vol. 31, n° 4, pp. 371-383, 2007.
- [36] P. S. Walker, H. Kurosawa, J. S. Rovick y R. A. Zimmerman, «External knee joint design based on normal motion,» *J Rehabil Res Dev*, vol. 22, n° 1, pp. 9-22, 1985.

-
- [37] J. M. Belda-Lois, R. Poveda y M. J. Vivas, «Case study: Analysis of Pressure Distribution and Tolerance Areas for Wearable Robots,» de *Wearable Robots*, Madrid, Wiley, 2008, pp. 154-155.
- [38] A. M. Dollar y M. Cenciari, «Biomechanical considerations in the design of lower limb exoskeletons,» *2011 IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, pp. 1-6, 2011.
- [39] E. R. Ikeda, M. L. Schenkman, P. O'Riley y W. A. Hodge, «Influence of age on dynamics of rising from a chair,» *Physical Therapy*, vol. 71, n° 6, pp. 473-481, 1991.
- [40] M. K. Y. Mak, O. Levin, J. Mizrahi y C. W. Y. Hui-Chan, «Joint torques during sit-to-stand in healthy subjects and people with Parkinson's disease,» *Clinical Biomechanics*, vol. 18, n° 3, pp. 197-206, 2003.
- [41] Y.-C. Pai y M. W. Rogers, «Speed Variation and Resultant Joint Torques During Sit-to-Stand,» *Archives of physical medicine and rehabilitation*, vol. 72, n° 11, pp. 881-885, 1991.
- [42] A. B. Schultz, N. B. Alexander y J. A. Ashton-Miller, «Biomechanical Analyses of Rising From a Chair,» *Journal of biomechanics*, vol. 25, n° 12, pp. 1383-1391, 1992.
- [43] S. M. Kim, S. Y. Lee, H. C. Kang y J. H. Jeong, «Study of knee and hip joints' moment estimation by biomechanical simulation during various motion changes,» *Proceedings of the world congress on engineering and computer science*, 2009.
- [44] M. Schenkman, R. A. Berger, P. O Riley, R. W. Mann y W. A. Hodge, «Whole-Body Movements During Rising to Standing from Sitting,» *Physical Therapy*, vol. 70, n° 10, pp. 638-651, 1990.
- [45] C. M. Lara Barrios, A. Blanco Ortega, A. Abúndez Pliego y J. Colín Ocampo, «Sit-to-Stand Simulation for Torque Estimation on Lower Limb Joints,» *2015 International Conference on Mechatronics, Electronics and Automotive Engineering*, pp. 116-121, 2015.
- [46] H. P. Crowell III, «Human Engineering Design Guidelines for a Powered, Full Body Exoskeleton,» U.S. Army Research Laboratory, Maryland, 1995.
- [47] E. Rocon, A. F. Ruiz, R. Raya, A. Schiele y J. L. Pons, «Human-robot physical interaction,» de *Wearable Robots: Biomechatronic exoskeletons*, Madrid, Wiley, 2008, pp. 127-164.
- [48] W. T. Dempster y G. R. Gaughran, «Properties of body segments based on size and weight,» *American Journal of Anatomy*, vol. 120, n° 1, pp. 33-54, 1967.
- [49] R. Drillis, R. Contini y M. Bluestein, «Body segment parameters,» *Artificial limbs*, vol. 8, n° 1, pp. 44-66, 1964.
- [50] Centro de Rehabilitación Infantil Teleton, «Terapia Física: "Movilizaciones de Miembros Inferiores",» 18 Septiembre 2013. [En línea]. Disponible: <https://www.youtube.com/watch?v=Kqc61RALyLc>. [Último acceso: 29 Noviembre 2014].

-
- [51] T. Deaconescu y A. Deaconescu, «Continuous Passive Motion Based Rehabilitation Equipment Actuated by Pneumatic Muscles,» *7th International Fluid Power Conference Aachen (RWTH Aachen University, CD Proceedings)*, pp. 1-12, 2010.
- [52] J. R. Cram y G. S. Kasman, *The basics of surface electromyography. Part I*, Jones and Bartlett Publishers.
- [53] A. M. Dollar y H. Herr, «Lower extremity exoskeletons and active orthoses: challenges and state-of-the-art.,» *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 1, n° 24, pp. 144-158, 2008.
- [54] M. Vukobratović, «Humanoid Robotics, Past, Present State, Future.,» Director Robotics Center, Mihailo Pupin Institute, 2006.
- [55] A. B. Zoss, H. Kazerooni y A. Chu, «Biomechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX).,» *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 11, n° 2, pp. 128-138, 2006.
- [56] «HAL for lower limb,» Cyberdyne, 2004. [En línea]. Disponible: http://www.cyberdyne.jp/english/products/LowerLimb_medical.html. [Último acceso: 10 Abril 2014].
- [57] H. Cao, Z. Ling, J. Zhu, Y. Wang y W. Wang, «Design frame of a leg exoskeleton for load-carrying augmentation.,» *2009 IEEE International Conference on in Robotics and Biomimetics (ROBIO)*, pp. 426-431, 2009.
- [58] H. Karamoto, S. Lee, S. Kanbe y Y. Sankai, «Power assist method for HAL-3 using EMG-based feedback controller.,» *IEEE International Conference on in Systems, Man and Cybernetics, 2003.* , vol. 2, pp. 1648-1653, 2003.
- [59] T. Lenzi, S. De Rossi, N. Vitiello y M. C. Carrozza, «Intention-based EMG control for powered exoskeletons.,» *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* , vol. 59, n° 8, pp. 2180-2190, 2012.
- [60] A. B. Zoss, H. Kazerooni y A. Chu, «Biomechanical design of the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX).,» *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, vol. 11, n° 2, pp. 128-138, 2006.
- [61] K. Yamamoto, M. Ishi, K. Hyodo, T. Yoshimitsu y T. Matsuo, «Development of Power Assisting Suit (Miniaturization of Supply System to Realize Wearable Suit),» *Special Issue on Advances in Motion and Vibration Control Technology*, vol. 46, n° 3, pp. 923-930, 2003.
- [62] S. K. Banala, H. K. Seok, S. K. Agrawal y J. P. Scholz, «Robot assisted gait training with active leg exoskeleton (ALEX).,» *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 1, n° 17, pp. 2-8, 2009.
- [63] S. Castro, E. Lugo, P. Ponce y A. Molina, «Assistive Robotic Exoskeleton for Helping Limb Girdle Muscular Dystrophy.,» *International Conference in Mechatronics, Electronics and Automotive Engineering (ICMEAE)*, pp. 27-32, 2013.

-
- [64] W. Van Dijk, H. Van der Kooij y E. Hekman, «A passive exoskeleton with artificial tendons: Design and experimental evaluation.,» *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*, pp. 1-6, 2011.
- [65] J. A. Blaya y H. Herr, «Adaptive control of a variable-impedance ankle-foot orthosis to assist drop-foot gait.,» *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 12, n° 1, pp. 24-31, 2004.
- [66] D. P. Ferris, K. E. Gordon, G. S. Sawicki y A. Peethambaran, «An improved powered ankle-foot orthosis using proportional myoelectric control.,» *Gait & posture*, vol. 23, n° 4, pp. 425-428, 2006.
- [67] D. P. Ferris, J. M. Czerniccki y B. Hannaford, «An ankle-foot orthosis powered by artificial pneumatic muscles.,» *Journal of applied biomechanics*, vol. 21, n° 2, p. 189, 2005.
- [68] F. P. Ferris y C. L. Lewis, «Robotic lower limb exoskeletons using proportional myoelectric control.,» *Engineering in Medicine and Biology Society Annual International Conference of the IEEE.*, pp. 2119-2124, 2009.
- [69] H. R. A. Rivera, A. Blanco Ortega y R. Vasquez Bautista, «CPM Ankle Rehabilitation Machine with EMG Signal Analysis.,» *International Conference on Mechatronics, Electronics and Automotive Engineering (ICMEAE)*, pp. 164-170, 2013.
- [70] H. Kawamoto, T. Hayashi, T. Sakurai, K. Eguchi y Y. Sankai, «Development of single leg version of HAL for hemiplegia.,» *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society EMBC*, pp. 5038-5043, 2009.
- [71] H. Kawamoto, S. Taal, H. Niniss, T. Hayashi, K. Kamibayashi, K. Eguchi y Y. Sankai, «Voluntary motion support control of Robot Suit HAL triggered by bioelectrical signal for hemiplegia.,» *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, pp. 462-466, 2010.
- [72] R. Shah Mimir, «Design of Human Exo-skeleton Suit for Rehabilitation of Hemiplegic People.,» *Procedia Engineering*, vol. 51, pp. 533-544, 2013.
- [73] M. R. Safizadeh, M. Hussein, K. F. Samat, M. S. Kob, M. Yaacob y M. Z. Zain, «Kinematic analysis of an assistive robotic leg for hemiplegic and hemiparetic patients.,» *World Academy of Science, Engineering and Technology*, vol. 72, pp. 454-460, 2010.
- [74] F. Liu, Wemming y H. Lan, «Finite Element Analysis of Portable Exoskeleton Based on Ergonomics Parameters Model.,» *Applied Mechanics and Materials*, vol. 1, pp. 168-173, 2012.
- [75] B. Ding, J. Qian, L. Shen y Y. Zhang, «Finite element analysis and optimized design of exoskeleton for lower extremity rehabilitation training.,» *IEEE International Conference Robotics and Biomimetics (ROBIO)*, pp. 1397-1402, 2012.
- [76] L. Mei-Cheng, W. Li-rong, C. Dai-Min, T. Jing-Jing y C. Dong, «The Static Analysis of Wearable Lower Extremity Exoskeleton Based on ANSYS Workbench.,» *IEEE Ninth International Conference on Mobile Ad-hoc and Sensor Networks (MSN)*, pp. 510-514, 2013.

- [77] R. Ávila Chaurand, L. R. Prado León y E. L. González Muñoz, Dimensiones antropométricas de población latinoamericana: México, Cuba, Colombia, Chile, Guadalajara: Universidad de Guadalajara. Centro Universitario de Arte, Arquitectura y Diseño; División de Tecnología y Procesos, Departamento de Producción y Desarrollo, Centro de Investigaciones en Ergonomía, 2001.
- [78] N. Jarrassé y G. Morel, «Connecting a Human Limb to an Exoskeleton,» *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 28, n° 3, pp. 697-709, 2012.
- [79] White Mountain™ Backpacks, «Backpack Materials Tensile Strength Results,» [En línea]. Disponible: https://www.whitemountain.com.au/backpack_construction/windows/tensile_strength.html. [Último acceso: 19 Noviembre 2014].
- [80] Grainger México, «Correas de seguridad antitrauma,» Capital Safety México, [En línea]. Disponible: <http://www.grainger.com.mx/images/ft/6XNM5.pdf>. [Último acceso: 19 Noviembre 2014].
- [81] J. Quinn , «Polypropylene, Polyester, and Nylon: More Than You Ever Wanted to Know About Materials,» Quality Logo Products, [En línea]. Disponible: <http://www.qualitylogoproducts.com/blog/polypropylene-polyester-nylon-guide-to-materials/>. [Último acceso: 19 Noviembre 2014].
- [82] M. Doe, «Tecnología de los Plásticos: Nylon,» 01 Julio 2011. [En línea]. Disponible: <http://tecnologiadelosplasticos.blogspot.mx/2011/07/nylon.html>. [Último acceso: 19 Noviembre 2014].
- [83] The Engineering ToolBox, «Modulus of Elasticity for some common Materials,» [En línea]. Disponible: http://www.engineeringtoolbox.com/young-modulus-d_417.html. [Último acceso: 20 Noviembre 2014].
- [84] S. K. Agrawal, S. K. Banala, A. Fattah, V. Sangwan, V. Krishnamoorthy, J. P. Scholz y W.-L. Hsu, «Assessment of Motion of a Swing Leg and Gait Rehabilitation With a Gravity Balancing Exoskeleton,» *IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering*, vol. 15, n° 3, pp. 410-420, 2007.
- [85] E. Rocon y J. L. Pons, «Case study: The wearable orthosis for tremor assessment and suppression (WOTAS),» de *Wearable robot: Biomechatronic exoskeletons*, Madrid, Wiley, 2008, pp. 236-241.
- [86] E. Guizzo y H. Goldstein, «The rise of body bots,» *IEEE Spectrum*, 2005.
- [87] R. L. Norton, «Factores de seguridad y códigos de diseño,» de *Diseño de maquinaria*, McGraw-Hill, 2000, pp. 18-22.
- [88] R. L. Norton, «Compresión axial: Columnas,» de *Diseño de maquinaria*, Pearson, 2011, pp. 123-133.

-
- [89] R. G. Budynas y J. K. Nisbett, «4.14 Columnas con carga excéntrica,» de *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley*, Mc-Graw Hill, 2008, pp. 176-180.
- [90] F. Beer P., E. R. Johnston Jr., J. T. DeWolf y D. F. Mazurek, «Torsión de elementos no circulares,» de *Mecánica de Materiales*, Mc-Graw Hill, 2010, pp. 186-188.
- [91] C. Garzón Chalco, «Pernos estructurales de alta resistencia,» *Revista CIENCIA*, vol. 14, n° 1, pp. 57-78, 2011.
- [92] C. G. Salmon, J. E. Johnson y F. A. Malhas, *Steel Structures: Design and Behavior*, New Jersey: Prentice Hall, 2009.
- [93] American Institute of Steel Construction Inc., *Steel Construction Manual*, 13th. Edition, 2005.
- [94] W. D. Pilkey y D. F. Pilkey, *Peterson's Stress Concentration Factors*, 3rd Edition, Wiley, 2008.
- [95] O. Borges, «Isometric and isokinetic knee extension and flexion torque in men and women aged 20-70,» *Scand J Rehabil Med*, vol. 21, n° 1, pp. 45-53, 1989.
- [96] L. Vanegas Useche, «Capítulo 8: Diseño de tornillos,» de *Diseño I*, Pereira, Colombia, Universidad Tecnológica de Pereira, 2011.
- [97] H. Herr, «Exoskeletons and orthoses: classification, design challenges and future directions,» *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, vol. 6, n° 21, 2009.
- [98] Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM), «Recommendations for sensor locations in hip or upper leg muscles,» Marzo 2006. [En línea]. Disponible: <http://www.seniam.org/>. [Último acceso: 07 Marzo 2015].
- [99] C. J. De Luca, «The Use of Surface Electromyography in Biomechanics,» *Journal of Applied Biomechanics*, vol. 13, pp. 135-163, 1997.
- [100] N. C. Ruíz Hidalgo, *Control mioeléctrico de rehabilitador de tobillo*, Cuernavaca: Centro Nacional de Investigación y Desarrollo Tecnológico, Departamento de Ingeniería Mecatrónica, Tesis de Maestría en Ciencias, 2013.
- [101] T. Y. Fukuda, J. O. Echeimberg, J. E. Pompeu, P. R. García Lucareli, S. Garbelotti, R. Okano Gimenes y A. Apolinário, «Root mean square value of the electromyographic signal in the isometric torque of the quadriceps, hamstrings and brachial biceps muscles in female subjects,» *The Journal of Applied Research*, vol. 10, pp. 32-39, 2010.
- [102] F. D. Farfán, J. C. Politti y C. J. Felice, «Evaluation of EMG processing techniques using information theory,» *Biomedical engineering online*, vol. 9, n° 1, pp. 72-89, 2010.
- [103] G. Staude y W. Wolf, «Objective motor response onset detection in surface myoelectric signals,» *Medical Engineering & Physics*, vol. 21, n° 6, pp. 449-467, 1999.
- [104] L. Bueno, F. Brunetti, A. Frizera y J. L. Pons, «Human-robot cognitive interaction,» de *Wearable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*, Madrid, Wiley, 2008, pp. 87-121.

- [105] R. P. Di Fabio, «Reliability of computerized surface electromyography for determining the onset of muscle activity,» *Physical Therapy*, vol. 67, n° 1, pp. 43-48, 1987.
- [106] P. W. Hodges y B. H. Bui, «A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography,» *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology/Electromyography and Motor Control*, vol. 101, n° 6, pp. 511-519, 1996.
- [107] A. Phinyomark, F. Quaine, S. Charbonnier, C. Serviere, F. Tarpin-Bernard y Y. Laurillau, «EMG feature evaluation for improving myoelectric pattern recognition robustness,» *Expert Systems with Applications*, vol. 40, n° 12, pp. 4832-4840, 2013.
- [108] D. A. Winter, «Kinematics,» de *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*, Waterloo, Canadá, Wiley, 2009, pp. 45-81.
- [109] D. Knudson, «Chapter 3. Anatomical Description and Its Limitations,» de *Fundamentals of Biomechanics*, New York, Springer, 2007, pp. 41-68.
- [110] C. Waguespack, «Stress Analysis and Dynamic Simulation,» de *Mastering Autodesk Inventor 2015 and Autodesk Inventor LT 2015*, Indiana, Wiley, 2014, pp. 787-826.
- [111] R. L. Norton, «Apéndice G: Factores de concentración de esfuerzo,» de *Diseño de máquinas: Un enfoque integrado*, México, Pearson, 2011, pp. 997-1004.
- [112] K. Ogata, «Capítulo 5: Análisis de la respuesta transitoria y estacionaria,» de *Ingeniería de Control Moderna*, Madrid, Pearson, 2010, p. 904.
- [113] Delsys Incorporated, *Bagnoli EMG System: User's Guide*, Delsys Incorporated, 2011.
- [114] R. L. Worland, J. Arredondo, F. Angles, F. Lopez-Jimenez y D. E. Jessup, «Home continuous passive motion machine versus professional physical therapy following total knee replacement,» *The Journal of Arthroplasty*, vol. 13, n° 7, pp. 784-787, 1998.
- [115] R. G. Budynas y J. K. Nisbett, «Resistencia del perno,» de *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley*, McGraw-Hill, 2008, pp. 417-421.
- [116] Blue Cross of Idaho, «Continuous Passive Motion in the Home Setting,» 30 Noviembre 1996. [En línea]. Disponible: https://www.bcidaho.com/providers/medical_policies/dme/mp_10110.asp. [Último acceso: 02 Diciembre 2014].
- [117] A. Mahiques Mahiques, «Ejercicios de rehabilitación de miembros inferiores,» CTO-AM, [En línea]. Disponible: <http://www.cto-am.com/pdf/rhbmi.pdf>. [Último acceso: 25 Agosto 2015].