

DESARROLLO DE UN MODELO MÚSCULO-ESQUELÉTICO DE LA MANO PARA  
AGARRE TIPO PINZA (Pad to Pad Pinch)

Ing. DANIEL FELIPE CHAPARRO HERNÁNDEZ

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICOMECÁNICAS  
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA  
BUCARAMANGA

2022

DESARROLLO DE UN MODELO MÚSCULO-ESQUELÉTICO DE LA MANO PARA  
AGARRE TIPO PINZA (Pad to Pad Pinch)

Ing. DANIEL FELIPE CHAPARRO HERNÁNDEZ

Trabajo de Grado para optar al título de  
Maestría en Ing. Mecánica

Director

Diego Fernando Villegas Bermúdez  
PhD. en Ingeniería Mecánica y Mecánica Teórica

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICOMECAÑICAS  
ESCUELA DE INGENIERÍA MECÁNICA  
BUCARAMANGA

2022

## **DEDICATORIA**

A Dios por permitirme llevar a término esta etapa de mi vida, renovando las fuerzas en los momentos que parecía ser imposible la culminación

A mis padres por ser el motor que me ha movido siempre y dado el ejemplo de como se logran los objetivos

A mis hermanos por mencionarme como su inspiración, son ellos la razón para intentar ser mejor siempre y así que ellos sigan mis pasos

A mi familia por el pilar que me sostuvo desde pequeño y hoy en día yo pueda tomar ese papel

## **AGRADECIMIENTOS**

Al profesor Diego Villegas que con su ayuda y dirección pudimos obtener un excelente trabajo

A mi compañero Jerson quien con su colaboración logré entender ciertas cosas en los momentos de confusión

Al profesor Lusvin de la UNAB quien fue nuestro principal colaborador externo, proporcionando no solo su conocimiento sino colaboración práctica

A los participantes del proyecto, gracias a su voluntariado se pudo obtener los datos que fueron piedra angular del proyecto

## CONTENIDO

	pág.
<b>INTRODUCCIÓN</b>	<b>13</b>
<b>1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.</b>	<b>21</b>
<b>2. JUSTIFICACIÓN.</b>	<b>23</b>
<b>3. OBJETIVOS.</b>	<b>25</b>
3.1. Objetivo general.	25
3.2. Objetivos específicos.	25
<b>4. MARCO TEÓRICO</b>	<b>26</b>
4.1. MODELADO MÚSCULO-ESQUELÉTICO.	26
4.2. DINÁMICA INVERSA.	28
4.3. DINÁMICA PROGRESIVA.	29
4.4. MODELOS DE CONTROL.	30
4.4.1. Modelos electromiográficos	30
4.4.2. Modelos teóricos	32
4.4.3. Modelos de optimización	32
4.5. GEOMETRÍA ESQUELÉTICA Y MODELADO DE ARTICULACIONES.	36
4.5.1. Geometría esquelética	36
4.5.2. Modelado de articulaciones	38
4.6. ANATOMÍA DEL ANTEBRAZO Y MANO.	39
4.6.1. Huesos del antebrazo	40
4.6.2. Huesos de la mano	41
4.6.3. Articulaciones de la mano y el antebrazo	43

4.6.4. Músculos del antebrazo y mano	47
4.7. MODELADO MUSCULAR.	49
4.7.1. Modelo de Hill	49
4.7.2. Modelo de Huxley	57
4.7.3. Modelo lineal ingenieril	60
4.7.4. Pseudo-modelos	62
4.8. ESTADO DEL ARTE.	65
<b>5. METODOLOGÍA</b>	<b>71</b>
5.1. ENFOQUE.	71
5.2. EXPERIMENTACIÓN.	73
5.2.1. Población	73
5.2.2. Evaluación por comité de ética	74
5.2.3. Valoración médica	74
5.2.4. Protocolo	75
5.2.5. Toma de datos	81
5.3. MODELADO.	82
5.3.1. Tratamiento de datos cinemáticos	83
5.3.2. Tratamiento de datos EMG	84
5.3.3. Articulaciones del modelo de mano	86
5.3.4. Segmentos del modelo de mano	88
5.3.5. Músculos del modelo de mano	89
5.3.6. Propiedades del modelo de mano	98
5.3.7. Ecuaciones del modelo de mano	100
5.4. VALIDACIÓN.	111
<b>6. RESULTADOS</b>	<b>112</b>
6.1. FUERZAS DE AGARRE.	112

6.2. EMG SUPERFICIAL.	112
6.3. FUERZAS MÚSCULO-TENDINALES.	114
6.4. FUERZAS ARTICULARES.	115
6.5. MOMENTOS ARTICULARES.	116
<b>7. ANÁLISIS DE RESULTADOS</b>	<b>118</b>
<b>BIBLIOGRAFÍA</b>	<b>125</b>

## LISTA DE FIGURAS

	<b>pág.</b>
Figura 1. Modelado músculo-esquelético.	27
Figura 2. Dinámica Inversa.	28
Figura 3. Dinámica Progresiva.	30
Figura 4. Electromiografía.	31
Figura 5. Optimización estática.	34
Figura 6. Optimización dinámica.	35
Figura 7. Deformidades esqueléticas de la mano.: (a) Polidactilia, (b) Deformidades en cuello de cisne y en ojal	37
Figura 8. Huesos del antebrazo	41
Figura 9. Huesos de la mano	43
Figura 10. Articulaciones del antebrazo y la mano	46
Figura 11. Componentes modelo muscular de Hill	50
Figura 12. Relación temporal entre la activación y des-activación en el CC	51
Figura 13. Relación velocidades de contracción vs Fuerza muscular	53
Figura 14. Relación Fuerza - Longitud a máxima activación	54
Figura 15. Superficie 3D componente contráctil, relación Fuerza-Longitud-Velocidad	55
Figura 16. Interacción CC - PEC, Modelo de Hill	57
Figura 17. Mecanismo de contracción muscular de Huxley	59
Figura 18. Modelo muscular linear ingenieril	60
Figura 19. Diagrama de flujo para el desarrollo de un modelo músculo-esquelético.	72
Figura 20. BTS-GAITLAB SMART DX (UNAB)	75

Figura 21. Marcadores reflectantes.: (a) Posición de los marcadores reflectantes en el dorso de la mano, (b) Marcadores posicionados en la mano	77
Figura 22. Unidades musculares de medición de activación: (a) Br - Amarillo ; FCR - Rojo ; PL - Verde, (b) ECU - Azul ; ED - Morado, (c) ECR - Naranja	79
Figura 23. Electromiografía de superficie: (a) FREEEMG 1000, (b) Posición de los sensores EMG en el antebrazo	81
Figura 24. Sensor de presión TEKCSAN 4000, Boston, USA	82
Figura 25. Articulaciones y DOF's en el modelado de mano y muñeca	87
Figura 26. Segmentos óseos constitutivos del modelo	89
Figura 27. Mecanismo extensor de los dedos largos: (a) vista dorsal, (b) vista lateral	93
Figura 28. Mecanismo extensor de los dedos contemplados en el modelo: (a) Dedo pulgar (I), (b) Dedo índice (II), (c) Dedo medio (III)	94
Figura 29. Mecanismo flexor de los dedos largos: (a) vista anatómica del mecanismo flexor, (b) vista simplificada del mecanismo flexor	97
Figura 30. Sistemas de coordenadas locales y globales del modelo	102
Figura 31. Sistemas de coordenadas rotados	104
Figura 32. Ángulos de movimiento en los dedos: (a) vista radial, ángulo de flexión-extensión, (b) vista dorsal, ángulo de aducción-abducción	106
Figura 33. Fuerza promedio de agarre	113
Figura 34. Fuerza total calculada a partir de EMG superficial	114
Figura 35. Fuerza unidades músculo-tendinales obtenidas mediante el modelo: (a) Antebrazo, (b) Pulgar, (c) Índice, (d) Medio	115
Figura 36. Fuerzas articulares obtenidas mediante el modelo: (a) Pulgar, (b) Índice, (c) Medio	116
Figura 37. Momentos articulares obtenidos mediante el modelo: (a) Pulgar, (b) Índice, (c) Medio	117

## LISTA DE TABLAS

	<b>pág.</b>
Tabla 1. Ventajas y desventajas de los planteamientos	71
Tabla 2. Caracterización de los voluntarios	74
Tabla 3. Descripción de los marcadores reflectantes	77
Tabla 4. Propiedades mecánicas de las articulaciones. Vignais y Marin. <sup>1</sup>	87
Tabla 5. Longitud de los segmentos óseos del modelo	90
Tabla 6. Características fisiológicas de los músculos del modelo	91
Tabla 7. Elementos anatómicos del mecanismo extensor de los dedos. Dogadov et al. <sup>2</sup>	93
Tabla 8. Origen e inserción de los tendones del mecanismo extensor del dedo índice	96
Tabla 9. Origen e inserción de los tendones del mecanismo extensor del dedo medio	97
Tabla 10. Músculos y tendones actuantes por articulación y dedo. Vigoroux et al. <sup>3</sup>	98
Tabla 11. Origen e inserción de los músculos de la mano respecto al US	99

---

<sup>1</sup> Nicolas Vignais y Frédéric Marin. "Analysis of the musculoskeletal system of the hand and forearm during a cylinder grasping task". En: *International Journal of Industrial Ergonomics* 44.4 (2014), págs. 535-543. DOI: 10.1016/j.ergon.2014.03.006.

<sup>2</sup> Anton Dogadov y col. "The biomechanical model of the long finger extensor mechanism and its parametric identification". En: *Journal of Biomechanics* 58 (2017), págs. 232-236. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2017.04.030.

<sup>3</sup> Laurent Vigouroux y col. "Middle and ring fingers are more exposed to pulley rupture than index and little during sport-climbing: a biomechanical explanation". En: *Clinical biomechanics* 23.5 (2008), págs. 562-570.

## RESUMEN

**TÍTULO:** Desarrollo de un modelo músculo-esquelético de la mano para agarre tipo pinza (Pad to Pad Pinch) \*

**AUTOR:** Daniel Felipe Chaparro Hernández \*\*

**PALABRAS CLAVE:** PpPinch, EMG superficial, Fuerza músculo-tendinal, Fuerza articular, Momento articular.

### DESCRIPCIÓN:

Debido a que el agarre tipo pinza, exactamente la variedad PpPinch ha demostrado ser de vital importancia para la realización de actividades uni o bi-manuales y el de mayor uso en términos porcentuales su estudio se hace necesario para comprender las cargas (fuerzas y momentos) generados por la ejecución de este movimiento y así relacionar dichos resultados con la incidencia de desórdenes músculo-esqueléticos (MSDs) en ámbitos laborales y de actividades repetitivas efectuadas incorrectamente. Para mejorar el conocimiento de este tipo de agarre se desarrolló un modelo músculo esquelético de miembro superior que se compone de 28 unidades músculo-tendinales, 9 articulaciones y 12 grados de libertad (DOF) para cuantificar las fuerzas y momentos dados durante el agarre PpPinch, las unidades musculares fueron modeladas mediante un pseudo-modelo usado previamente en la literatura especializada. Datos de cinemática del movimiento, fuerzas de agarre y activación muscular mediante EMG superficial en 6 unidades músculo-tendinales fueron tomados y usados como entradas en el modelo planteado el cual se resolvió mediante planteamiento inverso y optimización estática. Se obtuvieron valores de fuerzas músculo-tendinales, articulares y momentos articulares; en las primeras comparadas con los datos EMG se dieron RMPSE máximos de 57.1% para una única unidad; en lo referente a las fuerzas y momentos articulares se denota aumento en dirección distal-proximal en todos los dedos. Los datos presentados en este estudio contribuyen en el campo de la ergonomía y aclaran el riesgo en incidencia de MSDs como la osteoartritis en articulaciones de la mano para agarre PpPinch.

---

\* Trabajo de grado

\*\* Facultad de Ingenierías Físico-Mecánicas. Escuela de Ingeniería Mecánica. Director: Diego Fernando Villegas Bermúdez, PhD. en Ingeniería Mecánica y Mecánica Teórica.

## ABSTRACT

**TITLE:** Development of a musculoskeletal model for the hand for the Pad to Pad Pinch. \*

**AUTHOR:** Daniel Felipe Chaparro Hernández \*\*

**KEYWORDS:** PpPinch, superficial EMG, Musculo-tendinal force, Articular force, Articular moment.

### DESCRIPTION:

Due to the importance of the pinch grip, exactly the PpPinch variant, that has proven their relevance to perform single hand or bimanual activities it is important to quantify the loads (forces and moments) acting onto finger joints and musculo-tendinal units on the hand and forearm relating that data to mechanical risk factors for Musculo Squeletal Disorders (MSDs) like osteoarthritis (OA). To improve the expertise of the PpPinch a musculoskeletal model was developed to quantify the forces and moments upon the joints and the forces developed by the extrinsic and intrinsic muscular units. The model of hand and wrist include 28 musculo-tendinous units, 9 articulations and 12 degrees of freedom (DOF's), the muscles were modelled with pseudo-muscular models used on previous studies. Kinematic, grip forces and muscular activation with superficial EMG of 6 extrinsic muscular units were recorded as input data to the musculoskeletal model and solved with the inverse-based approach and static optimization. Musculo-tendinal forces values, joint forces and moments were computed with the model, the first compared with the EMG recorded data a maximum RMPSE of 57.1% for a single unit of the six recorded; referring to the joint forces and moments increased along disto-proximal direction for each finger. The data provided with this study help in the ergonomical area and clarifies the risk of incidence in MSDs as the OA.

---

\* MSc. Thesis

\*\* Faculty of Physical-mechanical engineering. Mechanical Engineering School, Director: Diego Fernando Villegas Bermúdez. PhD. in Mechanical Engineering and Theoretical Mechanics.

## INTRODUCCIÓN

El miembro superior, específicamente la mano, es una de las más avanzadas y sofisticadas herramientas músculo-esqueléticas, realiza la mayor cantidad de operaciones de agarre que los humanos podemos hacer, consta de 27 huesos y 20 articulaciones agrupadas en: Distal Interfalángica (DIP), Proximal Interfalángica (PIP) , Metacarpofalángica (MCP) , Carpometacarpiana (CMC) y Radio-cubital (RC) <sup>1</sup>. Por lo anterior, su estudio es un factor importante para obtener y entender las activaciones musculares que se dan en un movimiento específico. Cabe resaltar que se han dado investigaciones previas en las cuáles se ha probado que el realizar un movimiento en particular en un largo plazo de tiempo y de forma repetitiva puede conllevar desórdenes músculo-esqueléticos (MSDs - por sus siglas en inglés) como la osteoartritis <sup>2, 3</sup> y fatiga muscular localizada <sup>4, 5</sup>.

Ahora bien, el agarre tipo pinza es uno de los más usados y versátiles que podemos realizar los seres humanos <sup>6</sup>, y por esta misma razón ha sido ampliamente estu-

---

<sup>1</sup> Frank H Netter. *Atlas of Human Anatomy E-Book*. Elsevier Health Sciences, 2017.

<sup>2</sup> Efrat Ziv y Zeevi Dvir Hagar Patish. "Grip and pinch strength in healthy subjects and patients with primary osteoarthritis of the hand: a reproducibility study". En: *The open orthopaedics journal* 2 (2008), pág. 86.

<sup>3</sup> Christine E Chaisson y col. "Grip strength and the risk of developing radiographic hand osteoarthritis: results from the Framingham Study". En: *Arthritis & Rheumatism: Official Journal of the American College of Rheumatology* 42.1 (1999), págs. 33-38.

<sup>4</sup> Virgil Mathiowetz. "Effects of three trials on grip and pinch strength measurements". En: *Journal of Hand Therapy* 3.4 (1990), págs. 195-198.

<sup>5</sup> Alan M Kramer y Duane V Knudson. "Grip strength and fatigue in junior college tennis players". En: *Perceptual and motor skills* 75.2 (1992), págs. 363-366.

<sup>6</sup> Verónica Gracia-Ibáñez, Joaquin L. Sancho-Bru y Margarita Vergara. "Relevance of grasp types to assess functionality for personal autonomy". En: *Journal of Hand Therapy* 31.1 (2018),

diado <sup>7</sup>. Sin embargo en la actualidad el campo específico del agarre Pad to Pad pinch (PpPinch), el cual es una variante del agarre pinza en la que solo se usan los dedos pulgar, índice y medio, no se ha estudiado a profundidad y debido a su alto índice de uso en labores de motricidad fina (escribir, tomar cubiertos, etc) es relevante conocerlo en mayor medida, determinar de forma certera su incidencia sobre las articulaciones, músculos y tendones. Logrando lo anterior, se ofrece a los ergonomistas y personal médico información que pueda ayudar a evaluar de forma precisa los efectos de este tipo de agarre y obtener estrategias que prevengan los MSDs mencionados anteriormente. Además de lo anterior, la cuantificación clara de dichas variables contribuye en la comprensión de la sinergia muscular existente en el PpPinch.

Idealmente, los resultados de fuerzas músculo-tendinales y sus respectivos efectos en las articulaciones (fuerzas y momentos) deben ser medidos de forma directa, sin embargo, realizarlo es altamente invasivo y muchas veces técnica y éticamente imposible <sup>8</sup>. A causa de esto, en la actualidad se han desarrollado modelos y herramientas matemáticas-mecánicas que permiten la estimación de forma bastante aceptable de los factores influyentes, a estas herramientas se le han denominado modelos músculo-esqueléticos y están basados en el principio de estimación de fuerzas producidas por los músculos con base en una estimación dada <sup>9</sup>, siendo

---

págs. 102-110. DOI: 10.1016/j.jht.2017.02.003.

<sup>7</sup> Benjamin Goislard de Monsabert y col. "Quantification of finger joint loadings using musculoskeletal modelling clarifies mechanical risk factors of hand osteoarthritis". En: *Medical Engineering and Physics* 36.2 (2014), págs. 177-184. DOI: 10.1016/j.medengphy.2013.10.007.

<sup>8</sup> Bjarne Laursen y col. "A model predicting individual shoulder muscle forces based on relationship between electromyographic and 3D external forces in static position". En: *Journal of biomechanics* 31.8 (1998), págs. 731-739.

<sup>9</sup> Felix E Zajac. "Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control." En: *Critical reviews in biomedical engineering* 17.4 (1989), págs. 359-411.

estas fuerzas las encargadas de la locomoción de las diferentes partes del cuerpo<sup>10</sup>. El conocimiento generado por la aplicación de los modelos musculoesqueléticos ha permitido avances en áreas como: la medicina deportiva<sup>11</sup>, la salud ocupacional<sup>12</sup>, los procesos de rehabilitación y planes de recuperación<sup>13 14</sup> y el desarrollo de prótesis y elementos mecatrónicos que emulen el funcionamiento de las extremidades superiores e inferiores<sup>15 16 17 18</sup>.

No obstante, el gran uso y ventajas que presenta el uso de modelos músculo-esqueléticos la aplicación de los mismos enfrenta los siguientes inconvenientes: dificultades en el modelado muscular, es decir, una representación mínimamente fidedigna de las fuerzas, geometrías, líneas de acción y demás factores que afec-

---

<sup>10</sup> Gordon Robertson y col. *Research methods in biomechanics, 2E*. Human Kinetics, 2013.

<sup>11</sup> Salvador Llana Belloch y col. "La investigación en biomecánica aplicada a la natación: evolución histórica y situación actual". En: *Citius, altius, fortius: humanismo, sociedad y deporte: investigaciones y ensayos* 6.2 (2013), págs. 103-149.

<sup>12</sup> LA Arráez-Aybar. "La biomecánica en terapia ocupacional". En: *Biomecánica* 17.1 (2009), págs. 28-35.

<sup>13</sup> Mehran Asghari, Saeed Behzadipour y Ghorban Taghizadeh. "A planar neuro-musculoskeletal arm model in post-stroke patients". En: *Biological cybernetics* 112.5 (2018), págs. 483-494.

<sup>14</sup> Edward K Chadwick y col. "Real-time simulation of three-dimensional shoulder girdle and arm dynamics". En: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 61.7 (2014), págs. 1947-1956.

<sup>15</sup> Clint Hansen y col. "Design-validation of a hand exoskeleton using musculoskeletal modeling". En: *Applied Ergonomics* 68. February 2017 (2018), págs. 283-288. DOI: 10.1016/j.apergo.2017.11.015.

<sup>16</sup> Ramin Vatankhah, Mehrdad Broushaki, Aria Alasty y col. "Adaptive optimal multi-critic based neuro-fuzzy control of MIMO human musculoskeletal arm model". En: *Neurocomputing* 173 (2016), págs. 1529-1537.

<sup>17</sup> Shaowei Yao y col. "Adaptive admittance control for an ankle exoskeleton using an EMG-driven musculoskeletal model". En: *Frontiers in neurorobotics* 12 (2018), pág. 16.

<sup>18</sup> Suin Kim, Jeongsoo Lee y Joonbum Bae. "Analysis of finger muscular forces using a wearable hand exoskeleton system". En: *Journal of Bionic Engineering* 14.4 (2017), págs. 680-691.

tan el proceso de generación de la locomoción en el cuerpo. Igualmente, debido a el sobredimensionado en términos de cantidad de unidades musculares vs grados de libertad <sup>10</sup>, es decir, el sistema músculo esquelético se encuentra físicamente sobre-determinado en cuanto a cantidad de músculos para los movimientos que este realiza <sup>7</sup>.

En cuanto al modelado muscular, lo cual ha sido uno de los puntos de gran atención en el modelado músculo-esquelético, se han desarrollado múltiples métodos y modelos para emular el comportamiento real de las unidades musculares, entre ellos destacan los tradicionales (Hill, Huxley), y otros un poco mas recientes (lineal ingenieril, pseudo-modelos) <sup>10 19</sup>. En el modelo de Hill y lineal ingenieril, dos de los más usados, se busca emular las propiedades físicas del músculo a nivel macroscópico dividiendo el comportamiento del mismo en tres componentes (Hill) <sup>20</sup> y dos elementos de características reológicas (lineal ingenieril) <sup>10</sup>, por otra parte el modelo Huxley pretende imitar propiedades físicas y químicas del músculo a nivel microscópico <sup>21</sup>, finalmente los pseudo-modelos musculares son quizás los mas modernos y no son tan versátiles como los anteriormente mencionados ya que para su correcto uso se debe cumplir con una serie de requerimientos básicos de características fisiológicas y del movimiento en cuestión que se desea modelar <sup>19</sup>. Igualmente en la actualidad se han desarrollado modelos musculares de características diferentes a los modelos

---

<sup>19</sup> Irene Albrecht, Jörg Haber y Hans-Peter Seidel. "Construction and animation of anatomically based human hand models". En: *Proceedings of the 2003 ACM SIGGRAPH/Eurographics symposium on Computer animation*. Citeseer. 2003, págs. 98-109.

<sup>20</sup> Jack M Winters. "Hill-based muscle models: a systems engineering perspective". En: *Multiple muscle systems*. Springer, 1990, págs. 69-93.

<sup>21</sup> AF Huxley. "Muscular contraction." En: *The Journal of physiology* 243.1 (1974), págs. 1-43.

presentados anteriormente <sup>22 23 24</sup>

Se debe agregar de igual forma las ventajas y desventajas de los modelos tradicionales y así obtener un criterio de aplicación adecuado; en el modelo Hill desarrollado para emular las cuatro relaciones básicas que rigen la generación de la fuerza activa del músculo, además de ello los componentes también representan la fuerza pasiva del músculo y del tendón, la principal desventaja que tiene la aplicación del modelo de Hill es la falta de un consenso en dos de sus principales relaciones de fuerza: la relación fuerza-activación y fuerza-longitud. La relación fuerza-activación es netamente teórica, y aunque en el modelo de Hill asume esta relación lineal <sup>10</sup> <sup>25</sup>. Otros estudios proponen que una relación asintótica creciente hacia el valor máximo de fuerza representa de mejor manera el comportamiento real del músculo <sup>26</sup>. La relación fuerza-longitud representa la fuerza activa generada por el músculo, esta relación es representada por el modelo de Hill mediante una parábola invertida, sin embargo algunos estudios y experimentos proponen que relaciones no parabólicas proporcionan mejores resultados <sup>27</sup> <sup>26</sup>. Finalmente y bajo las mejores condiciones, la aplicación del modelo de Hill ha presentado errores pico de 17.6 % en la predicción

---

<sup>22</sup> Gang Seob Jung y Markus J Buehler. "Multiscale modeling of muscular-skeletal systems". En: *Annual review of biomedical engineering* 19 (2017), págs. 435-457.

<sup>23</sup> Dustin L Crouch y He Huang. "Musculoskeletal model predicts multi-joint wrist and hand movement from limited EMG control signals". En: *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. IEEE. 2015, págs. 1132-1135.

<sup>24</sup> Diego Almeida-Galárraga y col. "Kinematics based physical modelling and experimental analysis of the shoulder joint complex". En: *Ingeniería e Investigación* 37.3 (2017), págs. 115-123.

<sup>25</sup> Altinus Lucilus Hof y Jw Van den Berg. "EMG to force processing I: an electrical analogue of the Hill muscle model". En: *Journal of Biomechanics* 14.11 (1981), págs. 755-758.

<sup>26</sup> Andrew Wood. *Physiology, Biophysics, and Biomedical Engineering*. Taylor & Francis, 2016.

<sup>27</sup> JORGE BARRIOS MURIEL. "Implementación de una aplicación informática de análisis biomecánico y control motor en el entrenamiento de las cualidades de la fuerza muscular". Tesis doct. UNIVERSIDAD DE EXTREMADURA, 2014.

de las fuerzas musculares <sup>28</sup>.

A su vez, el modelo de Huxley busca caracterizar el funcionamiento interno o microscópico del músculo, cabe aclarar que el modelo de Huxley comúnmente resulta en aproximaciones más cercanas al comportamiento real de los músculos en comparación con el modelo de Hill, también su complejidad es mucho mayor en referencia a este mismo. Bajo las mejores condiciones el modelo de Huxley puede predecir las fuerzas musculares con errores pico de 5.8 % comparado con valores medidos <sup>28</sup>.

Seguidamente, el modelo linear ingenieril, simplifica el modelo de Hill, haciéndolo más práctico para su aplicación, sin embargo su principal desventaja radica en que estas simplificaciones solo son válidas para situaciones y rangos específicos de las fuerzas musculares <sup>9</sup> ocasionando que el modelo pierda la habilidad de describir correctamente el funcionamiento muscular.

Finalmente, los modelos pseudo-músculares se consideran unidades virtuales en las cuales dadas un determinado valor de activación  $c \in [0, 1]$  generan una rotación angular en las articulaciones y los huesos que las componen, este tipo de unidades musculares simplifica en mayor medida el modelo ingenieril y la geometría ósea, sin embargo para su correcto uso, a nivel de miembro superior, se deben hacer restricciones importantes respecto al tipo de movimiento, jerarquía rotativa (marcos de referencia inercial), tipo de contracción muscular (isométrica), longitud muscular en todo el movimiento y consideración de acción de fuerza gravitatoria <sup>19</sup>.

Ahora bien, referente a los desafíos del modelado musculo-esquelético, y específicamente del modelado muscular, también se ven influenciados por la inexistencia de un método no invasivo de medición directa de las fuerzas musculares <sup>29</sup>, la falta de

---

<sup>28</sup> Mitsuhiro Hayashibe y David Guiraud. "Voluntary EMG-to-force estimation with a multi-scale physiological muscle model". En: *Biomedical engineering online* 12.1 (2013), págs. 1-18.

<sup>29</sup> F Romero y FJ Alonso. "A comparison among different Hill-type contraction dynamics formulations for muscle force estimation". En: *Mechanical Sciences* 7.1 (2016), págs. 19-29.

una descripción detallada de las variables cinemáticas que rigen el funcionamiento del músculo <sup>30</sup> y la falta de fuentes bibliográficas que presenten los parámetros que rigen los modelos musculares <sup>31</sup>.

Dando solución a las diferentes problemáticas presentadas por el modelado músculo-esquelético para la primera de ellas referente a la selección o generación (en casos muy especializados) de un modelo muscular fiable se propone el uso de un modelo pseudo-muscular, esto teniendo en cuenta que se han venido usando en aplicaciones de miembro superior <sup>19</sup>, la forma de tratar con sus restricciones, en términos de longitud muscular, de manera adecuada <sup>32</sup> y sus factores constitutivos <sup>33</sup> están plenamente identificados para uso en miembro superior; de igual forma, estos modelos han probado ser tan versátiles y confiables que actualmente también se aplican con fines prácticos para crear redes y dispositivos de rehabilitación de mano y miembro superior <sup>34</sup> <sup>35</sup>. Debido a lo anterior, se espera que el modelo seleccionado arroje resultados basado en un nivel de contracción  $c \in [0, 1]$  el cual será medido directamente mediante EMG de superficie.

---

<sup>30</sup> Shukuki Koh y col. "Intrinsic muscle contribution to the metacarpophalangeal joint flexion moment of the middle, ring, and small fingers". En: *The Journal of hand surgery* 31.7 (2006), págs. 1111-1117.

<sup>31</sup> Marcus Blümel y col. "Determining all parameters necessary to build Hill-type muscle models from experiments on single muscles". En: *Biological cybernetics* 106.10 (2012), págs. 543-558.

<sup>32</sup> Paul W Brand y Anne Hollister. *Clinical mechanics of the hand*. Mosby Incorporated, 1999.

<sup>33</sup> Paul W Brand, RB Beach y DE Thompson. "Relative tension and potential excursion of muscles in the forearm and hand". En: *The Journal of hand surgery* 6.3 (1981), págs. 209-219.

<sup>34</sup> Cristina Piazza y col. "The soft-hand pro-h: a hybrid body-controlled, electrically powered hand prosthesis for daily living and working". En: *IEEE Robotics & Automation Magazine* 24.4 (2017), págs. 87-101.

<sup>35</sup> Eduardo Lázaro Martins Naves y col. "Hybrid hill-type and reflex neuronal system muscle model improves isometric EMG-driven force estimation for low contraction levels". En: *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering* 39.9 (2017), págs. 3269-3276.

En cuanto al sobredimensionado que tiene el sistema muscular vs la cantidad de movimientos que se pueden realizar, se hará uso de una herramienta matemática de optimización bastante usual en los modelos músculo-esqueléticos llamada *función objetivo*, la cual junto con las ecuaciones cinéticas regentes y con un factor de optimización resuelven el sistema mecánico indeterminado, cabe resaltar que es de vital importancia seleccionar adecuadamente el objetivo de optimización y los factores matemáticos que lo determinan, en el caso del miembro superior diversos estudios <sup>36 37</sup> han demostrado que estos componentes ya se encuentran determinados.

---

<sup>36</sup> John Rasmussen, Michael Damsgaard y Michael Voigt. "Muscle recruitment by the min/max criterion? a comparative numerical study". En: *Journal of biomechanics* 34.3 (2001), págs. 409-415.

<sup>37</sup> JL Sancho-Bru y col. "A 3-D dynamic model of human finger for studying free movements". En: *Journal of biomechanics* 34.11 (2001), págs. 1491-1500.

## **1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.**

En biomecánica, el cuerpo humano es concebido como un conjunto de segmentos anatómicos (huesos) conectados mediante articulaciones y accionados por el actuar de los músculos, ligamentos y demás estructuras internas. Dicho sistema interactúa con sus alrededores y es controlado por el sistema nervioso central (SNC). Por lo tanto, en la medida que el avance en este campo es más notorio han surgido nuevas formas de simular los distintos procesos con el objetivo de tener un mejor entendimiento del movimiento humano.

El modelado músculo-esquelético es el proceso mediante el cual se toman en cuenta los factores previamente mencionados subdivididos a su vez en factores musculares representados por modelos de los mismos usados para la generación de fuerzas y momentos; y factores anatómicos los cuales se refieren a geometrías, distancias, sitios de origen e inserción de los tejidos, etc. Luego teniendo ya estas variables definidas se establecen procesos sistemáticos de control de movimientos, métodos de optimización y finalmente formas de validación de los resultados obtenidos.

Igualmente, como se ha expresado el modelado músculo-esquelético posee entonces múltiples usos, ya que para cada movimiento se podrían tener uno o varios modelos mediante los cuales se estimen los valores óptimos de los distintos tipos de fuerzas que se pueden presentar en el mismo (de contacto, musculares, internas, tendinales o ligamentarias), luego en este campo dependiendo del movimiento escogido para ser objeto de estudio se pueden desarrollar varias investigaciones.

Por esta razón se hace necesario establecer un movimiento específico a examinar y es de vital importancia que el mismo sea bastante cotidiano en las actividades diarias de una persona para que su impacto sea de mayor alcance; luego analizando los tipos de agarre que se pueden realizar con las manos y hallar el más común entre ellos se encontró que se destacan dos tipos de agarre entre 9 tipos diferentes los

cuales son el agarre tipo pinza o Pad to pad Pinch (PpPinch) y el agarre no prensil o Non-prehensile grasp (NonP) siendo el más usado el primero para varias tareas regulares uni o bi-manuales, en miembro dominante y no-dominante además de ser el de mayor frecuencia en su tiempo de uso porcentualmente <sup>6</sup>.

De la misma forma cabe decir que los desordenes músculo-esqueléticos (MSDs por sus siglas en inglés) son situaciones bastante comunes en el ámbito laboral y se dan principalmente por labores repetitivas realizadas de mal manera con posturas o fuerzas inadecuadas en medios laborales estresantes y demandantes, tanto así que acorde a la Oficina de Estadísticas Laborales (Bureau of Labor Statistics) un total de 4.4 millones de heridas no fatales y enfermedades fueron reportadas durante el 2003 lo que se traduce en una incidencia de 5 casos por cada 100 trabajadores de tiempo completo <sup>38</sup>; a causa de lo anterior se hace necesario el estudio de los movimientos recurrentes y el análisis biomecánico de las posiciones y fuerzas desarrolladas para disminuir el índice de los MSDs.

---

<sup>38</sup> Bih-Yaw Shih, Chen-Yuan Chen y Zih-Siang Chen. "An Empirical Study of an Internet Marketing Strategy for Search Engine Optimization". En: *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing* 16.1 (2006), págs. 61-81. DOI: 10.1002/hfm. arXiv: 15334406.

## 2. JUSTIFICACIÓN.

Este estudio pretende obtener un modelo músculo-esquelético de miembro superior aplicable a la actividad de agarre tipo PpPinch, puesto que como se ha mencionado, estudios soportan su relevancia en las tareas regulares llevadas a cabo por una persona; a su vez el sistema de la mano y el antebrazo constituyen uno de los elementos del cuerpo humano de mayor versatilidad por la cantidad de movimientos que la primera puede realizar yendo desde tareas de motricidad gruesa hasta labores más delicadas como la escogida en este trabajo.

Se busca obtener los valores de fuerzas músculo-tendinales óptimas mediante los cuales teóricamente el cuerpo humano logra realizar el agarre PpPinch por una combinación de las diferentes unidades musculares activadas para el desarrollo de esta agarre, de esta manera se podrá tener un mayor conocimiento del fenómeno de manera que en un futuro se puedan usar dichos modelos para implementar prótesis o exoesqueletos que puedan facilitar este tipo de agarre a pacientes con impedimentos físicos, algún tipo de discapacidad motriz o miembros amputados. Además, la articulación de la mano y el antebrazo debido a su complejidad y su anatomía han sido objeto de basto estudio dando a lugar diferentes modelos bi y tri-dimensionales de los mismos como conjunto, no obstante, pocos de los mismos han tomado en cuenta la totalidad del sistema músculo-esquelético del miembro superior <sup>39</sup> y el progreso en movimientos prensiles específicos no ha sido tan notorio, resaltando principalmente el agarre tipo cilíndrico <sup>40</sup> 7.

---

<sup>39</sup> Nicolas Vignais y Frédéric Marin. "Analysis of the musculoskeletal system of the hand and forearm during a cylinder grasping task". En: *International Journal of Industrial Ergonomics* 44.4 (2014), págs. 535-543. DOI: 10.1016/j.ergon.2014.03.006.

<sup>40</sup> Benjamin Goislard De Monsabert y col. "Quantification of hand and forearm muscle forces during a maximal power grip task". En: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 44.10 (2012),

Finalmente se busca proporcionar una vía alternativa para el modelado músculo-esquelético de la mano y el antebrazo para la obtención de valores óptimos de posiciones y fuerzas que se pueden desarrollar de forma repetitiva en un ámbito laboral con el objeto de disminuir desde el punto de vista biomecánico la probabilidad de incidencia en MSDs y demás factores como la osteoartritis (OA) para el agarre PpPinch.

### 3. OBJETIVOS.

#### 3.1. Objetivo general.

Generar y validar un modelo músculo-esquelético efectivo para las articulaciones de la mano que contemple la realización del agarre tipo pinza (PpPinch) propio de actividades de motricidad fina para la estimación de fuerzas músculo-tendinales en el antebrazo y momentos en las articulaciones de la mano.

#### 3.2. Objetivos específicos.

- Desarrollar un modelo músculo-esquelético del miembro superior, específicamente antebrazo y mano especializado en agarre PpPinch.
- Obtener valores de fuerzas en músculos, tendones y de contacto articular para el agarre PpPinch mediante el enfoque de planteamiento inverso (Inverse based approach) que combina el uso de datos cinemáticos, fuerzas de agarre y dinámica inversa.
- Determinar la cinemática (posiciones y ángulos) de los segmentos constitutivos de la mano en el agarre PpPinch mediante el análisis de imágenes experimentales.
- Optimizar el valor de las fuerzas músculo-tendinales para el movimiento del agarre PpPinch basado en el principio de optimización estática y uso de la *función costo*.
- Estudiar la anatomía de la mano y los músculos activados para efectuar un agarre del tipo PpPinch.

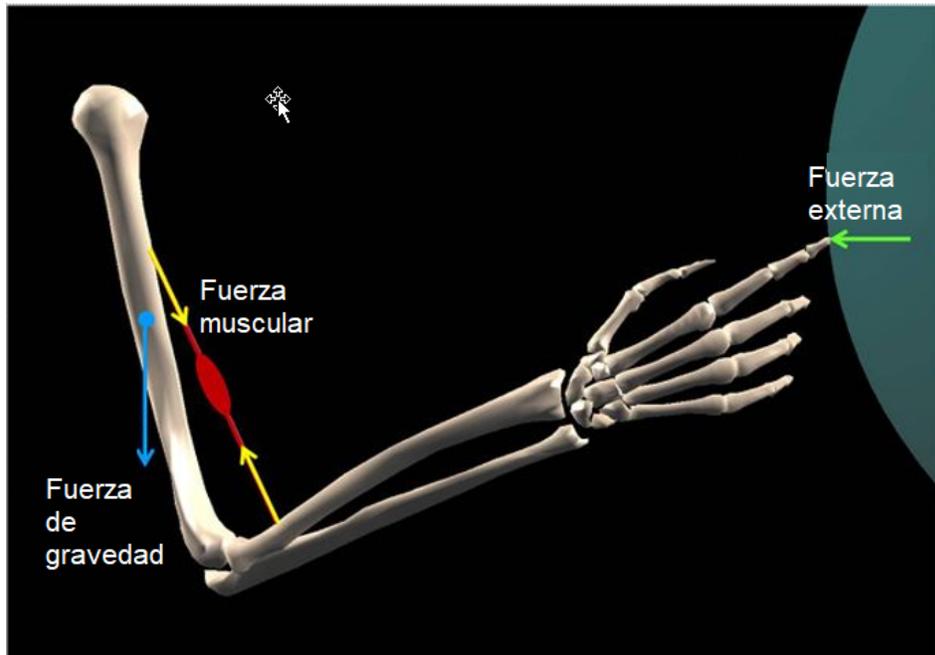
## **4. MARCO TEÓRICO**

### **4.1. MODELADO MÚSCULO-ESQUELÉTICO.**

El modelado músculo-esquelético es el proceso mediante el cual se toma en cuenta la composición del cuerpo humano como una serie de segmentos (huesos) conectados entre sí mediante articulaciones y actuados por los músculos, ligamentos y demás estructuras internas para su análisis desde el punto de vista dinámico. Este tipo de modelado consiste en el desarrollo de ecuaciones para predecir la mecánica de los movimientos de los sistemas muscular y esquelético, a su vez dichos modelos pueden ser usados para predecir el efecto de un movimiento o una fuerza en específico, es decir, mediante los mismos se puede evaluar el accionar del entorno en el cuerpo humano.

Dado que los músculos pueden ser considerados como los motores que guían y dan potencia al movimiento del cuerpo humano actuando como los intermediarios entre un sistema de control (Sistema Nervioso Central) y un motor (esqueleto), el modelado músculo-esquelético también tiene aplicaciones en los campos energéticos y de control de movimiento; sin embargo, desarrollar, evaluar y usar un modelo músculo esquelético se encuentra sujeto de forma inherente a simplificaciones y errores por lo que su uso adecuado está totalmente sujeto al nivel de detalle requerido y el tipo de músculo, articulación, geometría, grados de libertad, dimensionalidad y número de segmentos a usar.

Figura 1. Modelado músculo-esquelético.



Fuente: mddf.usc.edu

En la literatura se pueden encontrar modelos que cubren desde modelos sencillos, de un grado de libertad (DOF) actuados por un solo músculo, hasta casos de varios DOF compuestos por decenas de segmentos y actuados por docenas de músculos; en todos los casos el modelo debe representar la correcta anatomía esquelética, las características inerciales adecuadas y las propiedades musculares en nivel de detalle y exactitud necesario para el modelo planteado.

Asimismo para realizar un modelo de este tipo se cuentan con dos enfoques <sup>39</sup>:

- Planteamiento inverso ó Inverse-based approach: Estima las fuerzas músculo-tendinales mediante el uso de datos cinemáticos y de fuerzas ejercidas combinado con el uso de dinámica inversa y optimización estática.
- Planteamiento progresivo ó Forward-based approach: Se alimenta un modelo basado en dinámica progresiva del sistema músculo-esquelético para estimar

el movimiento producido, luego dicha estimación se compara con datos pre-existentes y se optimiza la solución mediante cambios en el set de músculos activados hasta reproducir las referencias previas.

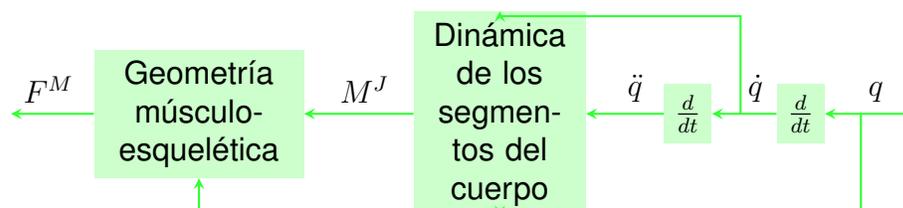
## 4.2. DINÁMICA INVERSA.

La dinámica inversa es el campo de la mecánica que conecta la cinemática y la cinética de los cuerpos. Es el proceso mediante el cual las fuerzas y los torques son determinados de forma indirecta gracias a la cinemática y las propiedades inerciales de los cuerpos.

Este campo también puede ser usado en cuerpos estáticos aunque su gran aplicación es para cuerpos en movimiento. Se deriva de la segunda Ley de Newton donde la fuerza total es dividida en las cargas conocidas y desconocidas y estas últimas son combinadas en una sola fuerza neta que puede ser resuelta; de manera análoga se hace el mismo proceso con los torques.

Del uso de este campo en el modelado músculo esquelético se hace necesario, posterior a la obtención de la fuerza y momentos desconocidos, la distribución de los mismos en fuerzas individuales para cada músculo, ligamento y articulación.

Figura 2. Dinámica Inversa.



Fuente: Robertson et al. <sup>41</sup>

Donde:

$q$ : Posiciones de los segmentos del cuerpo.       $\dot{q}$ : Velocidades de los segmentos del cuerpo.

$\ddot{q}$ : Aceleraciones de los segmentos del cuerpo.  $M^J$ : Momentos en las articulaciones.  
 $F^M$ : Fuerzas músculo-tendinales.

### 4.3. DINÁMICA PROGRESIVA.

En contraste con el campo de la dinámica inversa, para la dinámica progresiva se tiene un modelo matemático el cual describe las coordenadas y las velocidades de los cuerpos dando el patrón de cambio de los mismos con la aplicación de momentos y fuerzas.

Este tipo de enfoque también se basa en la segunda ley de Newton donde se describen las aceleraciones de los cuerpos, para el caso esqueléticos, en términos de la inercia y las fuerzas de los mismos.

En el modelado músculo-esquelético la dinámica progresiva simula el movimiento de los segmentos esqueléticos a partir de datos cinéticos dados a su vez por actuadores (músculos); en este planteamiento las entradas primarias son patrones de estimulación de los músculos (Muscle Stimulation Patterns ó STIM) y la salida final son las posiciones de los segmentos esqueléticos.

Este método posee un mayor costo computacional que el de la dinámica inversa debido a la cantidad de integraciones necesarias para obtener valores óptimos de la cinemática de las articulaciones, razón por la cual no es muy utilizado en entornos donde se requieren salidas rápidas <sup>42</sup>.

Donde:

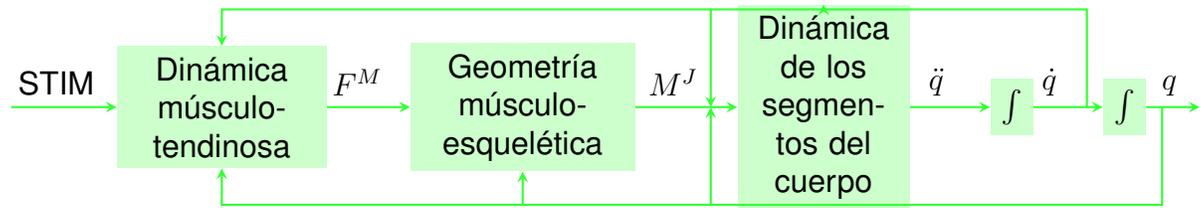
$q$ : Posiciones de los segmentos del cuerpo.       $\dot{q}$ : Velocidades de los segmentos del cuerpo.

$\ddot{q}$ : Aceleraciones de los segmentos del cuerpo.  $M^J$ : Momentos en las articulaciones.

---

<sup>42</sup> Ahmet Erdemir y col. "Model-based estimation of muscle forces exerted during movements". En: *Clinical biomechanics* 22.2 (2007), págs. 131-154.

Figura 3. Dinámica Progresiva.



Fuente: Robertson et al. <sup>43</sup>

$F^M$ : Fuerzas músculo-tendinales.

$STIM$ : Patrones de estimulación muscular.

#### 4.4. MODELOS DE CONTROL.

Debido a que el cuerpo humano posee una gran cantidad de músculos ( $\geq 650$ ) se considera un sistema mecánicamente redundante respecto a los grados de libertad en sus movimientos, es por ello que dependiendo de las ordenes de control que el SNC dé a los actuadores en el cuerpo humano se pueden lograr los movimientos deseados; a causa de esto es importante considerar las señales de control en los modelos músculo-esqueléticos, ahora bien existen tres tipos de modelos de control y la escogencia de uno de ellos responde a las necesidades y recursos con los que se cuenta.

##### 4.4.1. Modelos electromiográficos

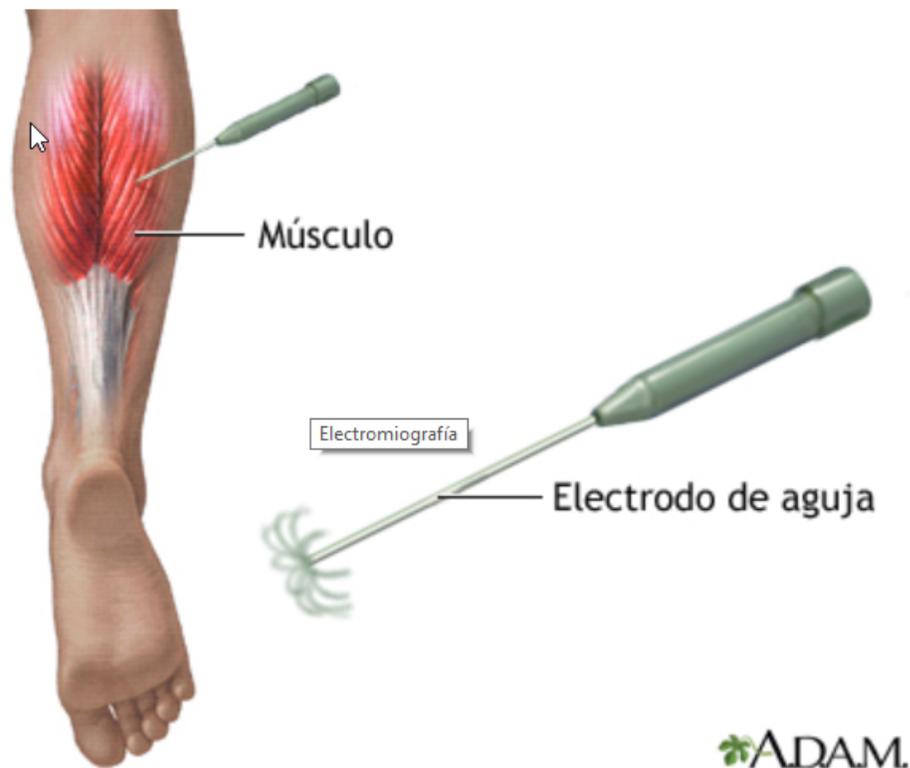
Este es el modelo de control mas directo y consta en realizar medidas reales de las señales enviadas por el SNC a los músculos mediante la exposición del sujeto de estudio a la electromiografía (EMG), este procedimiento consiste en la medición gracias a electrodos de la forma en la que trabajan los músculos y las señales desde y hacía los mismos.

Este método de control posee varias ventajas tales como la visualización sencilla de la secuencia y niveles de excitación musculares frente a cualquier movimiento y el bajo costo computacional en la simulación. Sin embargo, también acarrea inconve-

nientes como la dificultad de realizar mediciones en músculos profundos de manera fiable, sin contar que la EMG de este tipo de tejidos es un procedimiento bastante invasivo lo que conlleva inconvenientes a nivel ético y funcional.

No obstante los obstáculos adjuntos a este tipo de sistema de control, el mismo posee un gran potencial lo que ha llevado a varios investigadores a aplicar esta metodología ideando formas de mitigar las desventajas presentadas <sup>2544 45</sup>.

Figura 4. Electromiografía.



Fuente: medline.gov

<sup>44</sup> Jacek Cholewicki y Stuart M McGill. "Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain". En: *Clinical biomechanics* 11.1 (1996), págs. 1-15.

<sup>45</sup> Christopher R Winby y col. "Muscle and external load contribution to knee joint contact loads during normal gait". En: *Journal of biomechanics* 42.14 (2009), págs. 2294-2300.

**4.4.2. Modelos teóricos** Esta metodología consta en la comprensión teórica de como el SNC controla y coordina el movimiento, luego se trata de predecir la señales que el SNC envía a cada músculo mediante modelos teóricos de la interacción cerebro-nervios, también se puede basar en principios motores, como la extensión de un miembro inferior que se realiza en forma secuencial desde la región proximal hasta la distal del mismo, otro enfoque es el de predecir la secuencia de estimulación muscular en base a controles hipotéticos, por ejemplo, pronosticar una secuencia de control basado en la "mejor anatomía muscular para cierto tipo de movimiento. Luego en este modelo de control se pueden tener varios planteamientos lo que constituye una de sus ventajas como una metodología versátil, no obstante, también posee inconvenientes como la poca comprensión que se tiene actualmente de la forma en la que el cerebro genera las señales de control para los movimientos, por lo que todo el proceso de control puede ser basado en suposiciones erróneas y aunque dichos modelos teóricos se pueden comprobar es necesario recurrir a métodos como el EMG volviendo a las problemáticas ya mencionadas.

**4.4.3. Modelos de optimización** Este es un método bastante popular en el control de los modelos músculo-esqueléticos, en algunos casos si el modelo a optimizar se basa en principios motores es equivalente a realizar un modelo teórico, sin embargo, en otros casos el criterio de optimización puede ser diferente. Los modelos de optimización son un esfuerzo para determinar cual grupo de señales producirá un resultado "mejorable" minimizando o maximizando un criterio dado, a dicho criterio se le llama *función costo* (Ej: Ec.1), dicha función puede ser de diferente naturaleza y es dispuesta por el modelador, además, ella actúa como un limitador para la selección del modelo de control entre las posibles soluciones. En este tipo de modelo se pueden diferenciar dos orientaciones diferentes acorde a la literatura:

**Optimización estática.** Esta perspectiva se usa en conjunto con la dinámica inversa; mediante la última se obtienen valores de torques transitorios en las articulaciones durante el movimiento, luego la optimización estática toma dichos momentos para cada espacio de tiempo y aplicando la *función costo* halla el set de músculos que cumple con ambas condiciones (Fig.5); gracias a su independencia temporal la optimización estática posee un costo computacional relativamente bajo, no obstante, esta metodología posee ciertos inconvenientes, una de ellos es que se puede incurrir en cambios fisiológicos imposibles de músculos activados entre lapsos de tiempo consecutivos entre sí, esto puede ser anulado si los valores iniciales de iteración son adecuadamente seleccionados para cada lapso de tiempo.

Como se ha visto la optimización estática puede conllevar a datos finales irreales como fuerzas que excedan la capacidad real de un músculo en cuestión o la sola activación de uno de los músculos implicados para cumplir los requerimientos establecidos, este tipo de problemáticas se puede corregir fácilmente, para la primera se puede establecer un máximo de fuerza que un músculo en cuestión puede desarrollar datos que se encuentran ya tabulados, para la segunda la sinergia muscular se puede lograr usando una *función costo* no lineal tal como la suma de los cuadrados, cubos u otra potencia entera (de acuerdo a la necesidad) de las fuerzas de cada músculo.

$$\sum_{i=1}^m \left( \frac{(t_m)_s}{PCSA_m} \right)^n \quad (1)$$

Donde:

$m$ : Cantidad de músculos del modelo.  $(t_m)_s$ : Fuerza en el músculo  $m$  para la solución  $s$ .

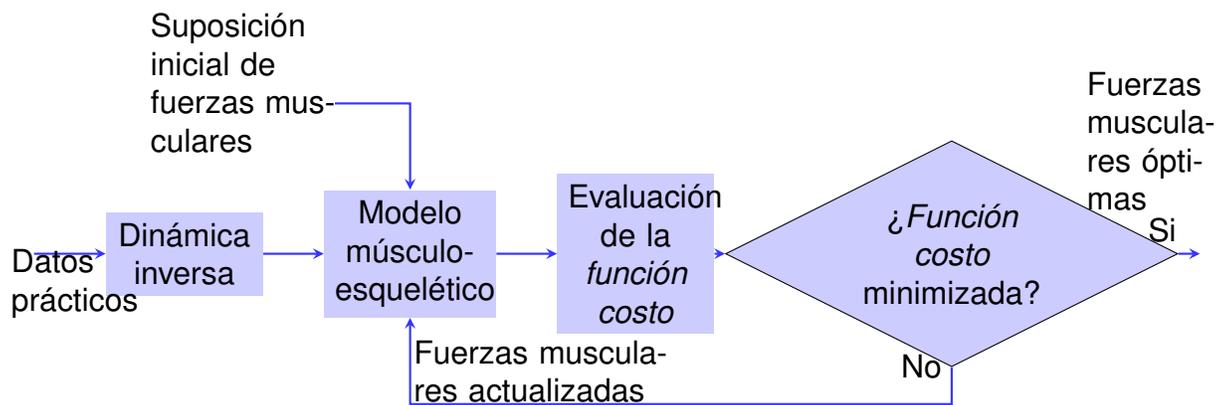
$PCSA_m$ : Sección de área transversal del músculo  $m$ .

$n$ : Potencia para la no-linearización de la *función costo*.

Un aspecto que también se debe considerar es que los modelos con optimización

estática son básicamente derivados de los torques en las articulaciones traducidos en fuerzas musculares por lo que estas estarán sujetas a errores en los datos experimentales de dichos momentos, sin contar las aproximaciones hechas en el modelo en sí.

Figura 5. Optimización estática.



Fuente: Robertson et al. <sup>46</sup>.

**Optimización dinámica.** También llamado modelos de control óptimos, este método de optimización se aplica en conjunto con dinámica progresiva la cual simula los movimientos a partir de ciertos patrones de estimulación musculares, de ahí que la optimización dinámica sean diseños en los cuales se buscan los patrones de estímulos musculares que resultan en patrones de movimiento "óptimos" de acuerdo al criterio establecido en la *función costo* (Fig.6).

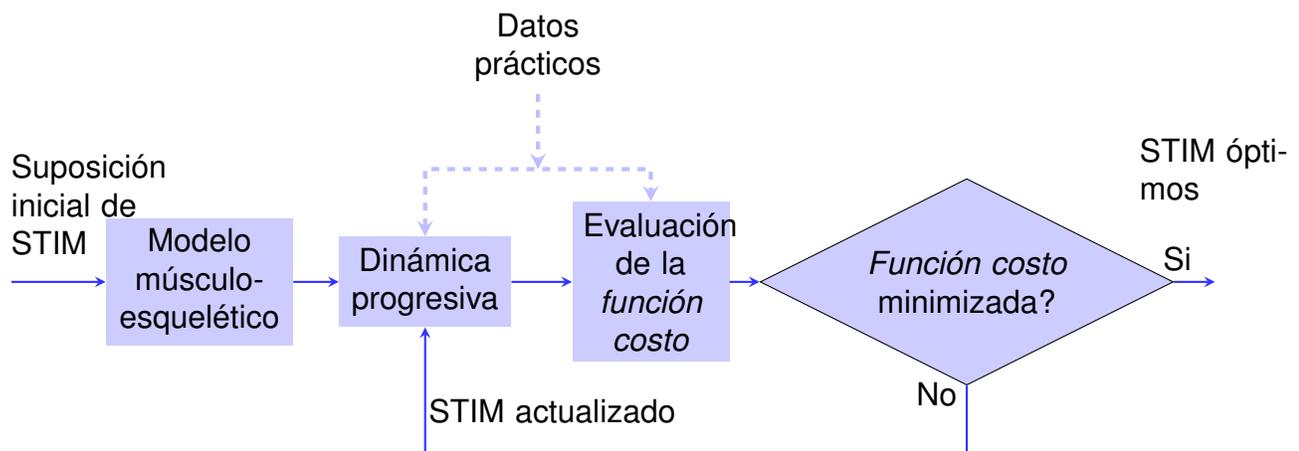
La cinemática resultante de los procesos de optimización dinámica luego pueden ser comparados con datos experimentales aunque estos no son estrictamente necesarios para llegar a una solución como en la optimización estática, esta característica permite a su vez resolver problemas para los cuales no existen datos experimenta-

les, como el caso de evaluar el movimiento de especies extintas <sup>47</sup>.

Aunque esta metodología de optimización posee ciertas utilidades sobre su contraparte estática las mismas conllevan un elevado costo computacional ya que requiere de modelos músculo-esqueléticos mucho mas detallados y todo el movimiento debe ser simulado para cada posible solución, no obstante, esta cuestión debe ser analizada ya que un modelo de optimización estática puede tomar órdenes de tiempo similares o mucho menores que su similar dinámico.

Asimismo en este tipo de optimización se debe definir la función a mejorar en la mayoría de los casos, de no ser posible establecer adecuadamente este criterio, como en el caso de la caminata que tome menor cantidad de tiempo o movimientos con menor costo metabólico, en aquellos casos en los que no se define la optimización dinámica sirve como un acercamiento fidedigno para ensayar varios criterios que produzcan el movimiento deseado.

Figura 6. Optimización dinámica.



Fuente: Robertson et al. <sup>48</sup>.

<sup>47</sup> Akinori Nagano y col. "Neuromusculoskeletal computer modeling and simulation of upright, straight-legged, bipedal locomotion of Australopithecus afarensis (AL 288-1)". En: *American Journal of Physical Anthropology: The Official Publication of the American Association of Physical Anthropologists* 126.1 (2005), págs. 2-13.

## **4.5. GEOMETRÍA ESQUELÉTICA Y MODELADO DE ARTICULACIONES.**

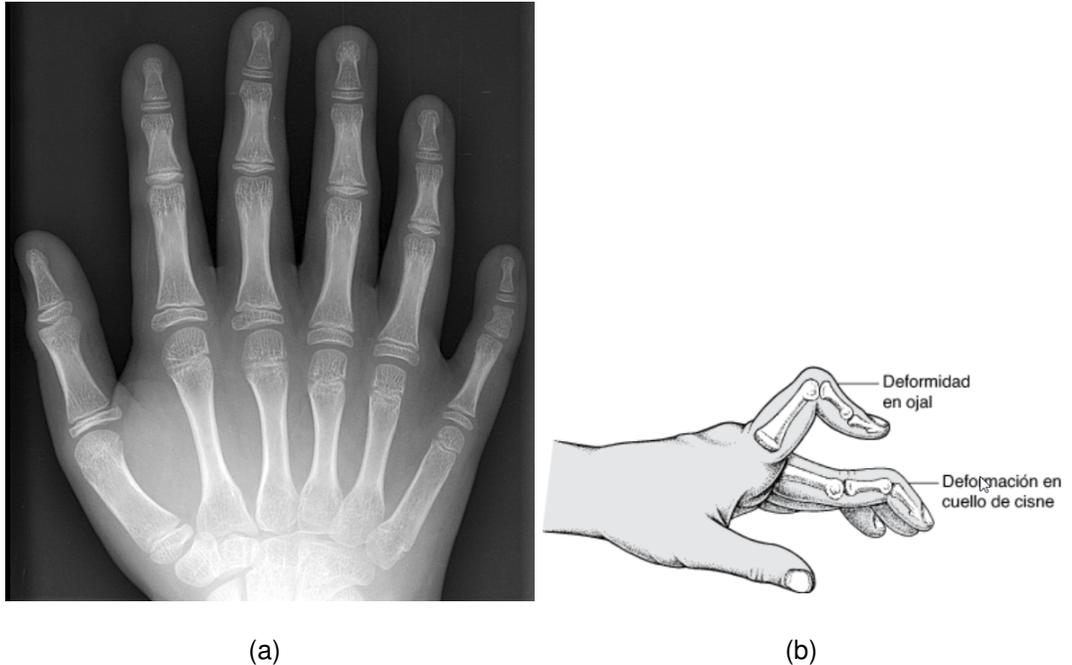
Desde el punto de vista anatómico, como se ha dicho, el esqueleto es la estructura principal que sostiene el cuerpo, es decir, su bastidor, luego es de vital importancia en el modelado músculo- esquelético una matriz esquelética adecuada que indique una aceptable exactitud anatómica además de las locaciones de origen e inserción musculares.

**4.5.1. Geometría esquelética** La forma y configuración de cada hueso como individual puede ser obtenida a partir de varios métodos tales como la digitalización, escaneo láser, imágenes de tomografías computarizadas (CT) o resonancias magnéticas (MRI), sin embargo, debido a su relativa dificultad en la toma de dichas imágenes usualmente se ha preestablecido un modelo genérico para el esqueleto y sus variaciones se dan en medida de las escalas de tamaño para poder representar a un individuo en particular.

Dicho proceso de escalado puede conllevar a errores debido a tres factores principales:

- Variaciones desconocidas en la forma del esqueleto de cada individuo: Este factor hace referencia a todas las alteraciones propias de las personas a nivel personal, en el caso de la mano se pueden incluir la polidactilia (Fig. 8(a)), deformidad en cuello de cisne o la deformidad en ojal (Fig. 8(b)), dichos desordenes se pueden deber a factores genéticos en el caso del primero y a traumatismos o como consecuencia de otros trastornos en el caso de los dos últimos.

Figura 7. Deformidades esqueléticas de la mano.: (a) Polidactilia, (b) Deformidades en cuello de cisne y en ojal



Fuente: es.wikipedia.org

- Variaciones desconocidas en las zonas de origen e inserción muscular de cada individuo: Como su nombre lo indica se refiere a aquellos sistemas musculares en los cuales se presentan alteraciones en la región de origen e inserción de uno o varios músculos, para el caso de la mano se debe analizar los músculos del antebrazo (extrínsecos) y mano (intrínsecos) en busca de esta condición.
- Escalado incorrecto: Hace alusión a las escalas antropométricas de los individuos, en otras palabras, las proporciones que pueden llegar a variar en gran medida dependiendo del sexo, peso, etnia, raza o demás condiciones sociales.

Actualmente es posible superar estas problemáticas en orden de poseer un mayor nivel de precisión gracias al uso de técnicas de mapeo de imagen de sujetos

específicos lo que determinado modelos esqueléticos reales"<sup>49</sup>.

**4.5.2. Modelado de articulaciones** La naturaleza mecánica de cada una de las articulaciones del cuerpo humano depende de la geometría esquelética local que la rodea y de la superficie de contacto de los mismos, dependiendo también del tipo modelo (2D o 3D) se pueden modelar mecánicamente de manera distinta.

Asimismo se ha demostrado que la forma en que las articulaciones son representadas afectan la predicción de fuerza muscular y así al modelo en su totalidad<sup>50</sup>. A su vez la estructura de la articulación entre huesos dicta la mecánica de los demás tejidos circundantes como ligamentos y músculos ya que estos deben crear fuerzas para proveer al esqueleto de movimiento y a la articulación de integridad.

En el ámbito del adecuado modelado de las articulaciones también se debe tener en cuenta factores como la acción de las estructuras pasivas que contribuyen en el momento neto que se da en la articulación, dichas estructuras pasivas son:

- Ligamentos: Cordones fibrosos que unen los huesos de las articulaciones.
- Tejido capsular: Estructura membranosa que envuelve la articulación, generalmente está compuesta por colágeno.
- Fascia muscular: Estructura de tejido conectivo de apariencia membranosa que conecta y envuelve los músculos separándolos entre sí en grupos funcionales.
- Cartílago: Tejido conjuntivo blanquecino, sólido, resistente y elástico carente

---

<sup>49</sup> Silvia S Blemker y col. "Image-based musculoskeletal modeling: applications, advances, and future opportunities". En: *Journal of Magnetic Resonance Imaging: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine* 25.2 (2007), págs. 441-451.

<sup>50</sup> U Glitsch y W Baumann. "The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity". En: *Journal of biomechanics* 30.11-12 (1997), págs. 1123-1131.

de vasos sanguíneos que reviste las articulaciones entre otras funciones.

Estos factores a menudo son despreciados en el desarrollo de modelos músculo-esqueléticos y aunque sus aportes a los momentos netos se pueden considerar no significativos, en busca de poseer un modelo fidedigno de la realidad se deben considerar. Ahora bien, debido a la naturaleza diartroïdal de muchas de las articulaciones del cuerpo dicha acción de los componentes pasivos es pequeña en la mayoría del rango de movimiento por lo que se puede obviar, sin embargo, los momentos debido a estos pueden volverse altos en los segmentos finales de los movimientos en las posiciones extremas. La manera de incluir los efectos de estos factores en el modelo depende directamente del uso del mismo, se basa en ecuaciones especiales halladas en la literatura llamadas *curvas de doble exponente*<sup>51</sup> (Ec.2)

$$M_{pas} = k_1 e^{-k_2(\theta - \theta_1)} - k_3 e^{-k_4(\theta_2 - \theta)} \quad (2)$$

Donde:

$M_{pas}$ : Momento debido a las estructuras pasivas.

$k_1, \dots, k_4$ : Constantes para determinar el rango en el que los momentos pasivos incrementan fuera del rango impuesto por  $\theta_1$  y  $\theta_2$ .

$\theta$ : Ángulo de flexión de la articulación.

$\theta_1, \theta_2$ : Ángulos para los cuáles por debajo de ellos los momentos pasivos son bajos.

#### 4.6. ANATOMÍA DEL ANTEBRAZO Y MANO.

La mano es el cuarto segmento del miembro superior, se encuentra localizada en los extremo del antebrazo y cumple varias actividades como la función prensil además

---

<sup>51</sup> ML Audu y DT Davy. "The influence of muscle model complexity in musculoskeletal motion modeling". En: *Journal of biomechanical engineering* 107.2 (1985), págs. 147-157.

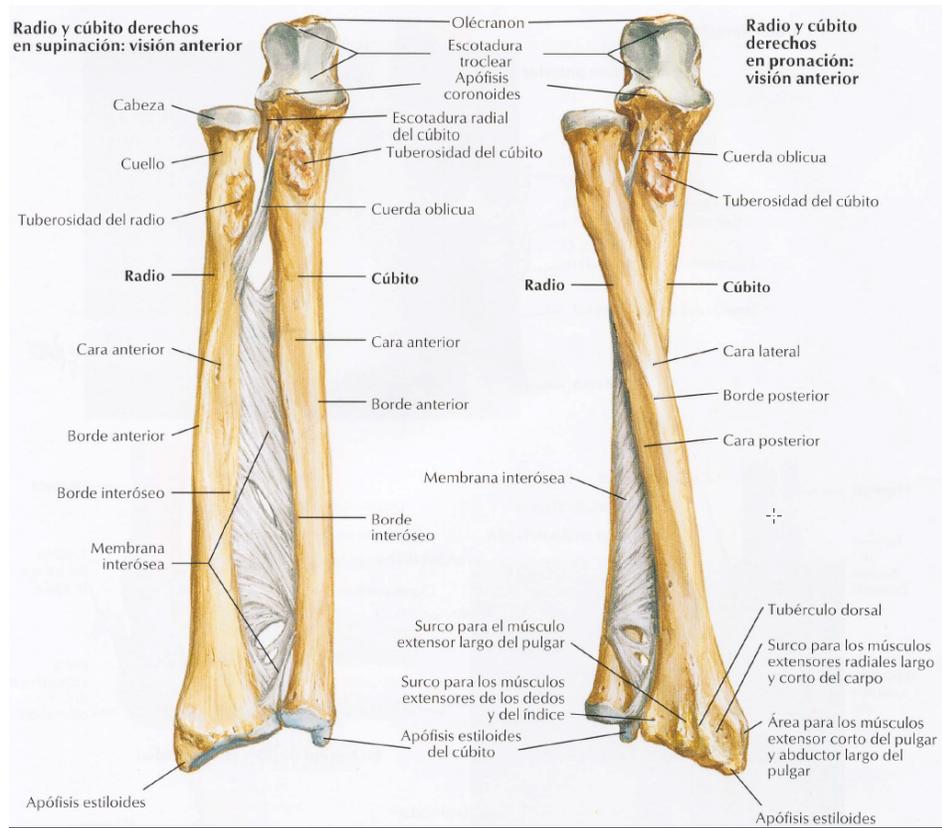
de ser el principal órgano para la manipulación física del medio, abarcan desde la muñeca hasta la punta de los dedos.

El antebrazo es una de las cuatro porciones en las que se divide el miembro superior (Hombro, Brazo, Antebrazo y Mano) siendo el segmento mas largo de este miembro, se extiende entre el codo y el carpo conectando ambas articulaciones y comprende las regiones anterior y posterior del antebrazo que recubren el radio y el cúbito ó ulna.

**4.6.1. Huesos del antebrazo** El antebrazo se compone de dos huesos principales paralelos entre sí (Fig. 8), estos dos huesos son:

- Radio: Es el más corto y lateral de los dos huesos del antebrazo, posee una sección transversal esencialmente triangular en la mayor parte de su longitud.
- Ulna: También llamado cúbito es el hueso estabilizador del antebrazo, y de los dos huesos es el más largo y medial, su cuerpo es grueso y cilíndrico proximalmente con un diámetro que disminuye de forma progresiva en dirección distal.

Figura 8. Huesos del antebrazo



Fuente: Netter et al. <sup>52</sup>.

**4.6.2. Huesos de la mano** A nivel esquelético la mano se subdivide en cinco regiones:

- Carpo o muñeca.
- Metacarpo.
- Falanges proximales.
- Falanges medias.
- Falanges distales.

**Carpo o muñeca.** El carpo o muñeca está compuesto por ocho huesos carpianos dispuestos en dos filas de cuatro (proximal y distal), esos huesos proporcionan flexibilidad al carpo, asimismo las filas de huesos carpianos se deslizan una sobre otra lo que aumenta el rango de movimientos.

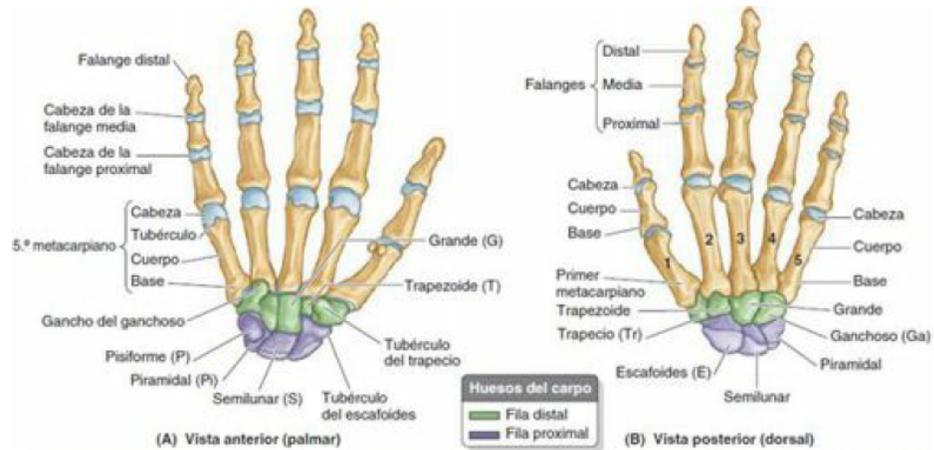
Estos huesos de izquierda a derecha de la fila proximal (morado) en la vista dorsal de la mano son (Fig. 9):

- Escafoides: Es el mas grande de los huesos de la fila proximal de huesos carpianos.
- Semilunar: Posee forma de medialuna y se sitúa entre el escafoides y el piramidal.
- Piramidal: Tiene forma de pirámide y se ubica en la cara medial del carpo.
- Pisiforme: Es el mas pequeño de esta fila y posee forma de guisante, se ubica en la cara palmar del piramidal.

Para la fila distal (verde) en la vista dorsal de la mano son de izquierda a derecha son:

- Trapecio: Se sitúa en la parte lateral del carpo.
- Trapezoide: Posee forma de cuña y es similar al trapecio.
- Capitado o grande: Con forma de cabeza es el hueso mas grande del carpo.
- Ganchoso: Tiene forma de cuña y se sitúa en la parte medial de la mano.

Figura 9. Huesos de la mano



Fuente: Moore et al. <sup>53</sup>

**Metacarpo.** Forma el esqueleto de la palma de la mano entre el carpo y las falanges, se encuentra constituido por los cinco huesos metacarpianos, cada uno de los cuáles posee una base, un cuerpo y una cabeza.

**Falanges.** Cada dedo consta de tres falanges excepto el pulgar que solo posee dos (proximal y distal), estas reciben su nombre de acuerdo a su ubicación espacial subdividiéndose así en falanges proximales (articuladas con el metacarpo), falanges medias (presentes en todos los dedos menos el pulgar y articuladas con las proximales y las distales) y falanges distales (se encuentran en la posición mas extrema de la mano).

**4.6.3. Articulaciones de la mano y el antebrazo** En el modelado músculo-esquelético la base de trabajo son las articulaciones razón por la que es de vital importancia conocer las mismas en la región del cuerpo que se desee tratar. Para el caso de la mano y el antebrazo se pueden modelar varias articulaciones dependiendo del caso específico a tratar, no obstante en anatómicamente en este

segmento del cuerpo se pueden encontrar las siguientes articulaciones:

**Articulación radioulnar proximal (PRU).** Es una articulación sinovial que permite el movimiento de la cabeza del radio sobre el cúbito, se ubica en el codo y posee tres ligamentos principales (Ligamento colateral ulnar, ligamento colateral radial y el ligamento anular del radio), asimismo permite los movimientos de pronación y supinación además del de flexión y extensión.

**Articulación radioulnar distal (DRU).** Es una articulación sinovial en la que el radio se mueve alrededor del extremo distal de la ulna, se encuentra reforzada por un ligamento anterior y uno posterior.

**Articulación radiocarpiana (RC).** Es una articulación sinovial y se ubica sobre los ocho huesos carpianos (Fig. 9). Consta de una capsula articular reforzada por los ligamentos radiocarpianos dorsales y palmares, pose movimientos de flexión, extensión, abducción (desviación radial), aducción (desviación ulnar) y circunducción.

**Articulación intercarpianas (IC).** Como su nombre lo indica son aquellas articulaciones que interconectan entre sí los huesos carpianos y se subdividen a su vez en articulaciones entre los huesos carpianos de la hilera proximal (morada), articulaciones entre los huesos carpianos de la hilera distal (verde) (Fig. 9), articulación mediocarpiana (une las hileras proximal y distal de los huesos carpianos) y articulación del pisiforme.

**Articulación carpometacarpianas (CMC).** Son articulaciones sinoviales planas a excepción de la del pulgar, esta última permite movimientos angulares en todos los planos (flexión, extensión, abducción, aducción y circunducción) además de un cierto grado de rotación axial, en los demás dedos el movimiento de la CMC es casi nulo a excluyendo al índice que es moderadamente móvil para ciertos agarres.

**Articulación metacarpofalángicas (MCP).** Son articulaciones sinoviales y permiten movimientos en dos planos (flexión-extensión, abducción-aducción), se ubican en la región distal de los metacarpos y conectan estos con las falanges.

**Articulación interfalángicas (IP).** Estas articulaciones son de tipo sinovial y sólo permiten movimientos de flexión-extensión; entre ellas se encuentran:

- Articulaciones interfalángicas próximas (PIP): Presentes en todos los cinco dedos.
- Articulaciones interfalángicas distales (DIP): Presentes en todos los dedos menos el pulgar.

Finalmente, para el modelado músculo-esquelético de la mano acorde a la literatura especializada <sup>54</sup> las articulaciones necesarias para una adecuada simulación son (Fig. 10):

- Art. radioulnar proximal (PRU): Para casos donde se consideren movimientos de flexión y extensión del codo ya que los de pronación y supinación no son considerados en este tipo de modelos <sup>55</sup>.
- Art. radiocarpiana (RC): En ella se modela los movimientos de flexión-extensión y aducción-abducción.
- Art. carpometacarpianas (CMC): En las cuáles resaltan los movimientos permitidos en el pulgar de flexión-extensión y aducción-abducción ya que los mo-

---

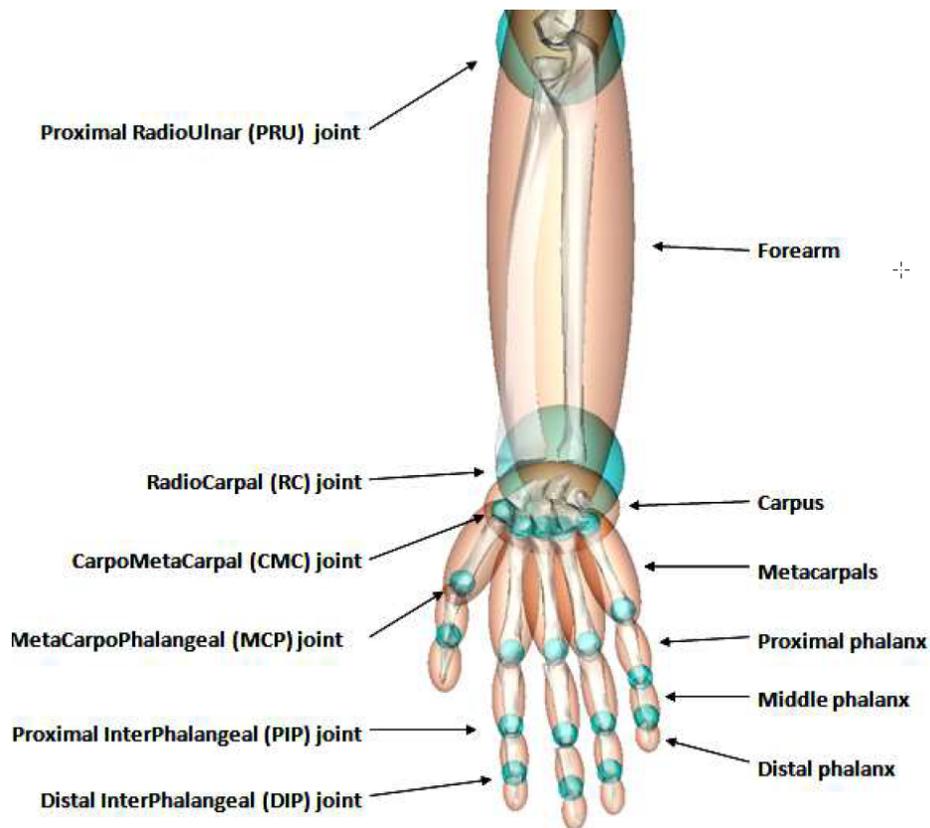
<sup>54</sup> N Vignais y F Marin. "Musculoskeletal Model of the Hand and Forearm : From Motion Capture To Biomechanical Modeling". En: March 2011 (2011).

<sup>55</sup> William P Cooney y col. "The kinesiology of the thumb trapeziometacarpal joint". En: *J Bone Joint Surg Am* 63.9 (1981), págs. 1371-1381.

vimientos en los demás dedos pueden ser descartados <sup>56</sup>.

- Art. metacarpofalángicas (MCP): En esta articulación se representan los movimientos de flexión-extensión y aducción-abducción para los cinco dedos.
- Art. interfalángicas (IP): En estas articulaciones se expresa el movimiento de flexión-extensión propio de las mismas.

Figura 10. Articulaciones del antebrazo y la mano



Fuente: Vignais y Marin <sup>57</sup>.

<sup>56</sup> Winnie Tsang, Karan Singh y Eugene Fiume. "Helping hand: an anatomically accurate inverse dynamics solution for unconstrained hand motion". En: *Proceedings of the 2005 ACM SIGGRAPH/Eurographics symposium on Computer animation*. ACM. 2005, págs. 319-328.

**4.6.4. Músculos del antebrazo y mano** Debido a que en este trabajo el punto de interés es analizar un movimiento de la mano solo se hace referencia a los músculos encargados de actuar sobre el carpo y los dedos, estos se ubican en el antebrazo (extrínsecos) y mano (intrínsecos). También acorde a la literatura los movimientos de pronación y supinación no son incluidos dentro del modelado del de la mano ya que los mismos no son ejecutados por acciones musculares <sup>7 55</sup>.

Entre los músculos mas importantes encargados del movimiento de los dedos se encuentran los siguientes:

- Músculo flexor superficial de los dedos: Flexiona las PIP de los cuatro dedos mediales, si actúa con mas fuerza también flexiona las falanges proximales en las MCP.
- Músculo flexor profundo de los dedos: Este se subdivide a su vez en dos partes:
  - ◇ Parte medial: Flexiona las falanges distales de los dedos cuarto (anular) y quinto (meñique) de las DIP.
  - ◇ Flexiona las falanges distales de los dedos segundo (medio) y tercero (índice) en las DIP.
- Músculo flexor largo del pulgar: Flexiona las falanges del primer dedo (pulgar).
- Músculo extensor de los dedos: Es el principal extensor de los cuatro dedos mediales, se divide en 4 tendones (uno para cada uno de los dedos) unidos sobre los nudillos, es gracias a este músculo que el movimiento independiente de los cuatro dedos mediales es restringido, extiende los 4 dedos en la MCP inicialmente y secundariamente en la IP.
- Músculo extensor del dedo meñique: Es una porción parcialmente separada del extensor de los dedos, extiende el dedo meñique inicialmente en la MCP y

secundariamente en la IP.

- Músculo extensor del índice: Extiende el segundo dedo (índice) facilitando su extensión independiente y ayuda a extender la mano a nivel del carpo.
- Músculo abductor largo del pulgar: Abduce el pulgar y lo extiende en la MCP.
- Músculo extensor largo del pulgar: Extiende la falange distal del pulgar en la IP, extiende la MCP y CMC.
- Músculo extensor corto del pulgar: Extiende la falange proximal del pulgar en la MCP, además extiende la CMC.

Para el movimiento en general de la mano y de las funciones de la misma los músculos mencionados trabajan en sinergia con los demás hallados en la literatura especializada <sup>58</sup>, a su vez en el campo del modelado estos se subdividen en músculos extrínsecos e intrínsecos; los extrínsecos se originan en el antebrazo con inserciones tendinales largas en los carpos, metacarpos o falanges; los intrínsecos se originan en la sección distal de la articulación de la muñeca (RC) (Fig. 10) y se insertan en los mecanismos extensores de los dedos <sup>59</sup>.

Mientras que los músculos extrínsecos realizan la mayor parte de la fuerza motriz los intrínsecos actúan como los moduladores de los momentos en las articulaciones de los dedos <sup>60</sup>, igualmente se hace necesario para el modelado de los mismos las

---

<sup>58</sup> Keith L Moore y Arthur F Dalley. *Anatomía con orientación clínica*. Ed. Médica Panamericana, 2009.

<sup>59</sup> Mojtaba Mirakhorlo y col. "Anatomical parameters for musculoskeletal modeling of the hand and wrist". En: *International Biomechanics* 3.1 (2016), págs. 40-49. DOI: 10.1080/23335432.2016.1191373.

<sup>60</sup> William L Buford Jr y col. "Analysis of intrinsic–extrinsic muscle function through interactive 3-dimensional kinematic simulation and cadaver studies". En: *The Journal of hand surgery* 30.6 (2005), págs. 1267-1275.

definiciones geométricas, anatómicas, cantidad de segmentos, grados de libertad de movimientos, antropometría, propiedades inerciales de los dedos y demás secciones, etc. para lograr acotar la población de estudio y la complejidad del modelo, este ítem se trata en la literatura especializada de manera amplia presentando datos para distintos tipos de poblaciones <sup>59 61 62</sup>.

#### **4.7. MODELADO MUSCULAR.**

Referente al modelo netamente muscular es fundamental la definición del objetivo del mismo. Como se expresó en la introducción de este documento, para casos de análisis de propiedades físicas y químicas a nivel microscópico es más adecuado el modelo de Huxley, si por el contrario se desea el estudio a nivel macroscópico del comportamiento y propiedades musculares es mas conveniente el modelo de Hill y sus derivados <sup>9</sup>. A continuación se plantea una breve descripción de los principales modelos musculares existentes usados en investigación en el área de la biomecánica.

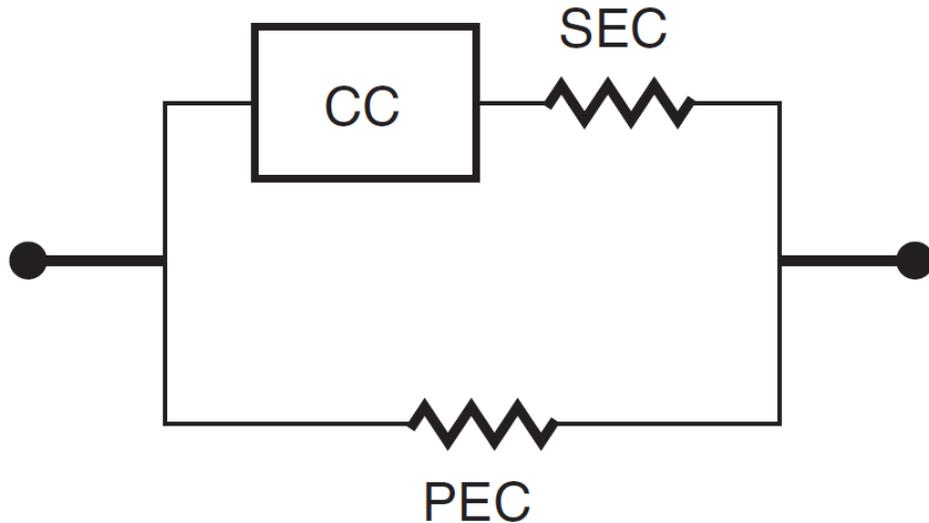
**4.7.1. Modelo de Hill** Este modelo muscular fue propuesto por el fisiólogo inglés Archibald Vivian Hill, busca describir la mecánica básica del funcionamiento y resulta apropiado a la hora de modelar movimientos voluntarios del cuerpo humano <sup>??</sup>. El modelo básico de Hill está compuesto por tres principales componentes: componente contráctil (CC), elemento elástico en serie (SEC) y elemento elástico en paralelo (PEC) (Fig.11). A continuación se explican cada uno de los elementos por separado.

---

<sup>61</sup> Richard L. Lieber y col. "Architecture of selected muscles of the arm and forearm: Anatomy and implications for tendon transfer". En: *The Journal of Hand Surgery* 17.5 (1992), págs. 787 -798. DOI: [https://doi.org/10.1016/0363-5023\(92\)90444-T](https://doi.org/10.1016/0363-5023(92)90444-T).

<sup>62</sup> Mark D. Jacobson y col. "Architectural design of the human intrinsic hand muscles". En: *The Journal of Hand Surgery* 17.5 (1992), págs. 804 -809. DOI: [https://doi.org/10.1016/0363-5023\(92\)90446-V](https://doi.org/10.1016/0363-5023(92)90446-V).

Figura 11. Componentes modelo muscular de Hill



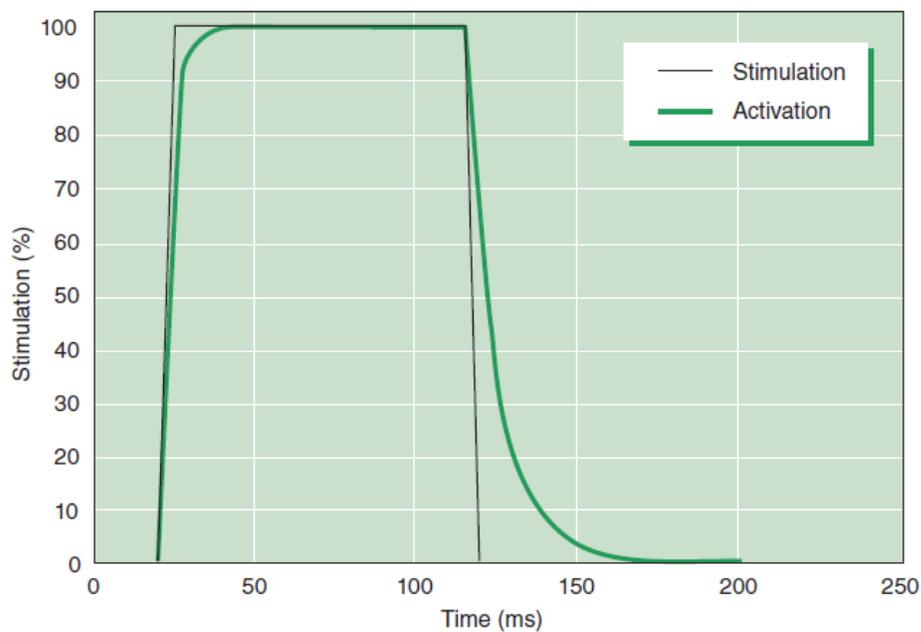
Fuente: Robertson et al. <sup>63</sup>.

**Componente contráctil** El componente contráctil también puede ser definido como componente activo, y es el encargado de realizar la transformación de la señal nerviosa que estimula al músculo en fuerza. La magnitud de la fuerza que produce CC está dada por cuatro relaciones, que describen las características del musculo: estimulación-activación (SA), fuerza-activación (FA), fuerza-velocidad (FV) y fuerza-longitud (FL) ??.

**Estimulación - Activación** Se ha propuesto que la señal de excitación muscular se puede relacionar con la contracción que experimenta dicho músculo a través de una variable intermedia denominada *Activación Muscular* <sup>9</sup>. Esta activación puede ser fácilmente definida como la capacidad intrínseca del musculo de generar fuerza, o como un potencial de fuerza. La pregunta acerca de la relación existente entre la señal neuronal y la activación que experimenta un músculo no puede ser respondida de forma fácil ??, y escapa al objetivo de este trabajo, sin embargo, se han desarro-

llado algunas ecuaciones empíricas <sup>28</sup> e incluso complejas investigaciones basadas en sistemas de redes neuronales <sup>64</sup> <sup>65</sup> para modelar esta capacidad de los músculos. Esta relación también ha probado tener un tiempo de des-activación muscular el cual es mas largo que el de activación (Fig.12), esto se debe principalmente a factores fisiológicos al interior del músculo.

Figura 12. Relación temporal entre la activación y des-activación en el CC



Fuente: Robertson et al. <sup>66</sup>.

**Fuerza - Activación** Anteriormente se definió la *Activación muscular* como un potencial de fuerza muscular. La labor de la relación Fuerza-Activación consiste en

<sup>64</sup> Lin Wang y Thomas S Buchanan. "Prediction of joint moments using a neural network model of muscle activations from EMG signals". En: *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering* 10.1 (2002), págs. 30-37.

<sup>65</sup> Hyun K Kim y col. "The muscle activation method: an approach to impedance control of brain-machine interfaces through a musculoskeletal model of the arm". En: *IEEE transactions on bio-medical engineering* 54.8 (2007), págs. 1520-1529.

transformar el potencial de fuerza, en un real nivel de fuerza muscular, normalmente relacionado con la fuerza máxima o fuerza isométrica del músculo<sup>26</sup>. La relación fuerza-activación es netamente teórica debido a que es imposible medir la fuerza producida por el músculo, sin tener en cuenta la cinemática de este, sin embargo, algunos investigadores plantean por simplicidad una relación proporcional entre la fuerza y la activación del músculo<sup>26</sup>. Zajac<sup>9</sup> plantea en su investigación que esta aproximación solo puede ser considerada como válida para contracciones isométricas del músculo, incluso va más allá, especificando que la activación del músculo está realmente determinada por una compleja función basada en la secuencia de pulsos de excitación del músculo. Siguiendo este planteamiento, podría incluso decirse que la fuerza producida por el músculo debido a una activación determinada no posee una relación lineal, sino no lineal tendiendo asintóticamente a un valor máximo conforme transcurre el tiempo<sup>26</sup>.

**Fuerza - Velocidad** Esta propiedad puede denominarse como la más importante de las relaciones que describen el comportamiento muscular, y una de las más estudiadas y modeladas debido a su gran influencia en la fuerza que produce el músculo. La relación fuerza-velocidad está determinada, para una contracción, por la ecuación de Hill:

$$(P + a)(v + b) = (P_0 + a)b \quad (3)$$

Donde:

$P$ : Fuerza muscular.

$v$ : Velocidad de contracción muscular.

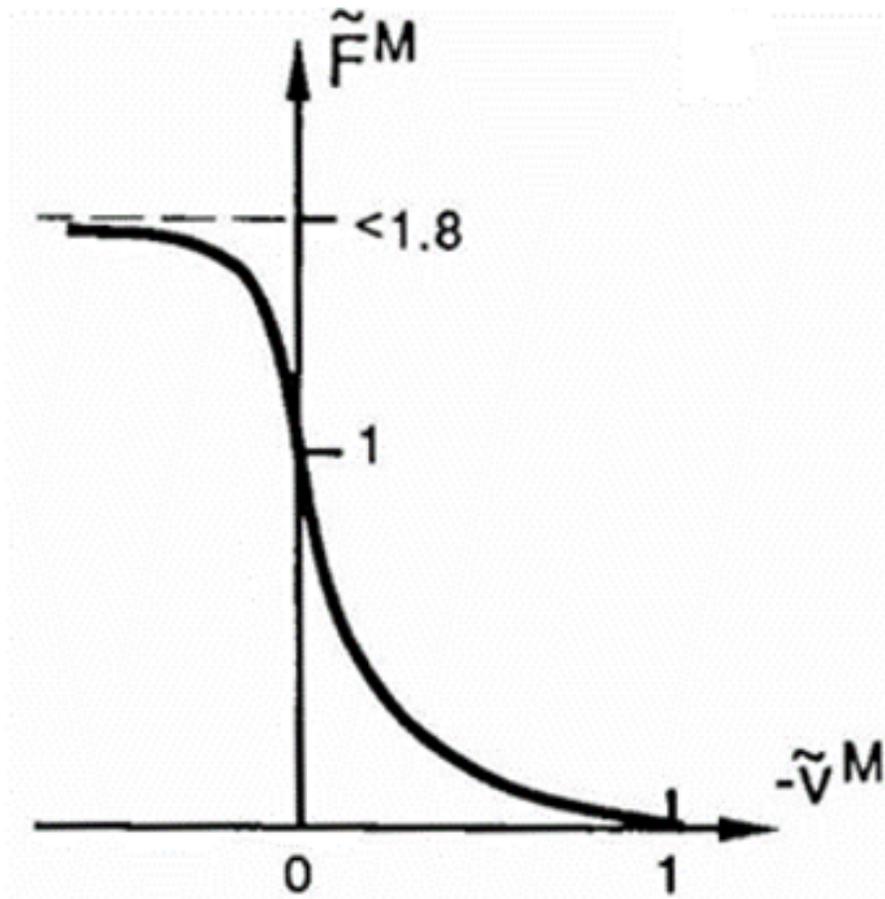
$P_0$ : Fuerza máxima isométrica.

$a, b$ : Coeficientes de Hill que representan la liberación de energía muscular.

La ecuación de Hill describe una hipérbola rectangular, la cual es asintótica a un

valor de velocidad de contracción máxima en la cual el músculo no puede sostener fuerza <sup>9</sup>. Para una expansión del músculo la ecuación de Hill no es válida, pues a mayor velocidad, la fuerza crece asintóticamente hacia un valor máximo de fuerza, el cual puede estar en el rango de 1.1 a 1.8 la fuerza máxima de músculo <sup>9</sup>.

Figura 13. Relación velocidades de contracción vs Fuerza muscular

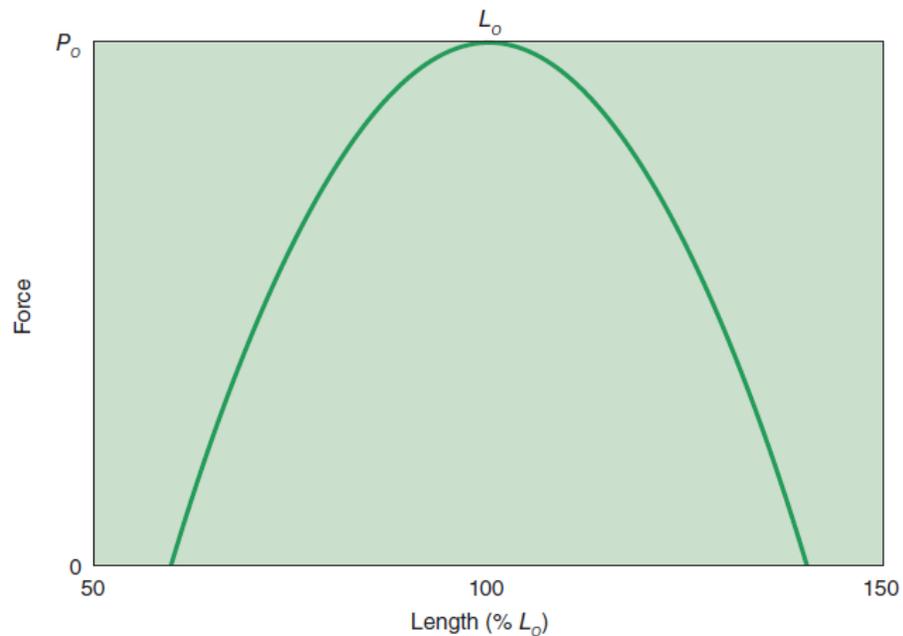


Fuente: Felix E. Zajac. <sup>67</sup>.

**Fuerza - Longitud** La propiedad de Fuerza-Longitud, es común mente denominada fuerza activa del músculo, y posee forma de parábola invertida, alcanzando su valor máximo de fuerza  $P_0$  a una longitud denominada longitud isométrica o longitud óptima del músculo ??(Fig. 14). Normalmente, el dominio de la fuerza activa de un

músculo abarca los valores que van desde  $0.5L \leq L \leq 1.5L$ . Cuando se analiza la influencia de la variable activación muscular en la fuerza activa del músculo, se considera que, para una activación determinada, la curva  $F - L$  será una versión escalada de sí misma por el valor de activación  $a^{??}$ .

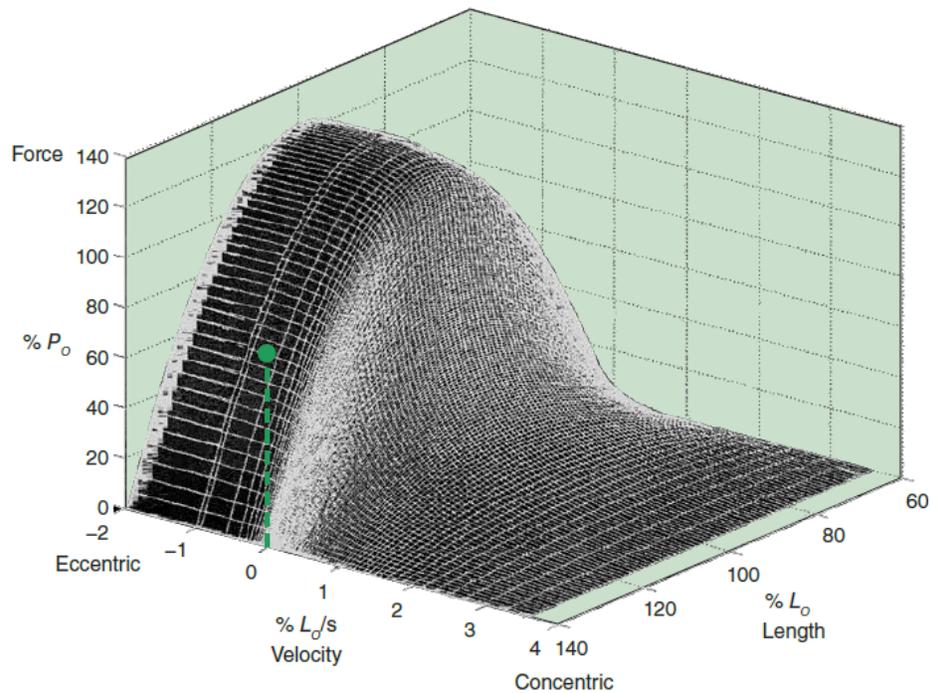
Figura 14. Relación Fuerza - Longitud a máxima activación



Fuente: Robertson et al. <sup>68</sup>.

Finalmente, se puede observar como la unión de las relaciones Fuerza - Velocidad y Fuerza - Longitud convergen en una superficie tri-dimensional que aproxima el comportamiento del componente contráctil en el modelo muscular de Hill (Fig. 15).

Figura 15. Superficie 3D componente contráctil, relación Fuerza-Longitud-Velocidad



Fuente: Robertson et al. <sup>69</sup>.

**Componente elástico en serie** El componente elástico en serie busca emular la fuerza producida por el tendón. Su comportamiento es similar al de PEC, y puede ser aplicada la misma ecuación para modelarlo <sup>70</sup>(Ec. 4). La diferencia radica en que  $L_{slack}$  representará la longitud de relajación del tendón y  $k$  es la rigidez del tendón la cual puede establecerse en un valor de 4% <sup>70</sup>. El componente elástico en serie puede ser eliminado del modelo, esto se realiza comúnmente para dar más simplicidad de este, teniendo en cuenta que ya se poseen los aportes del componente elástico en paralelo PEC <sup>??</sup>. Aunque el modelo de Hill sigue siendo válido en la actualidad, debido a las propiedades que integra, sigue siendo una aproximación al

<sup>70</sup> EK Chadwick y col. "A real time, 3D musculoskeletal model for simulation and visualization of arm movements". En: *IEEE Trans. Biomed. Eng.* (2008).

comportamiento real del músculo, estudios han demostrado que este modelo puede llegar a tener errores pico promedios en la aproximación de la fuerza muscular en valores de 17,6% <sup>28</sup>. Esto demuestra que su precisión no es la más adecuada para aplicaciones fuera del área académica.

**Componente elástico en paralelo** Se ha comprobado empíricamente que los músculos describen un comportamiento elástico incluso cuando el componente contráctil (CC) se encuentra inactivo, a esta fuerza elástica, altamente no lineal, que aumenta su rigidez conforme aumenta la longitud del músculo se ha denominado fuerza pasiva <sup>??</sup>, y puede ser calculada aplicando la relación propuesta por Hill y descrita por Chadwick <sup>70</sup> en la ecuación 4.

$$F = k(L - L_{slack})^2 \quad (4)$$

Donde:

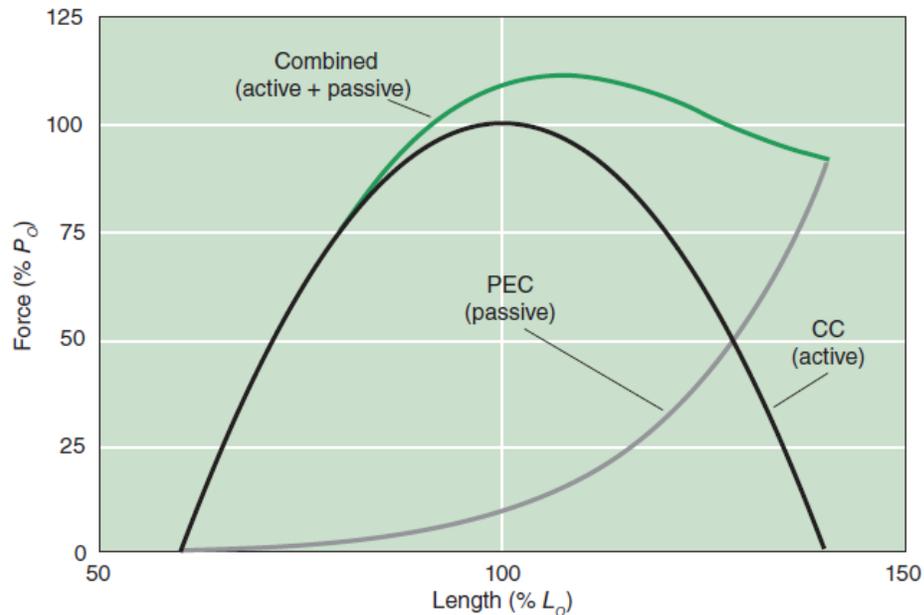
$k$ : Rigidez del músculo.

$L_{slack}$ : Longitud del músculo en estado relajado.

$L$ : Longitud instantánea del músculo.

Ahora bien, cabe aclarar que para usar el modelo de Hill se debe considerar el mismo como un todo, lo que indica que son relevantes las distintas interacciones entre cada uno de sus componentes en el proceso de generación de fuerza activa muscular, para ello se muestra la relación existente en la Fig. 16 omitiendo la acción del SEC, ya que como se mencionó, su aporte puede ser incluido en el del PEC.

Figura 16. Interacción CC - PEC, Modelo de Hill



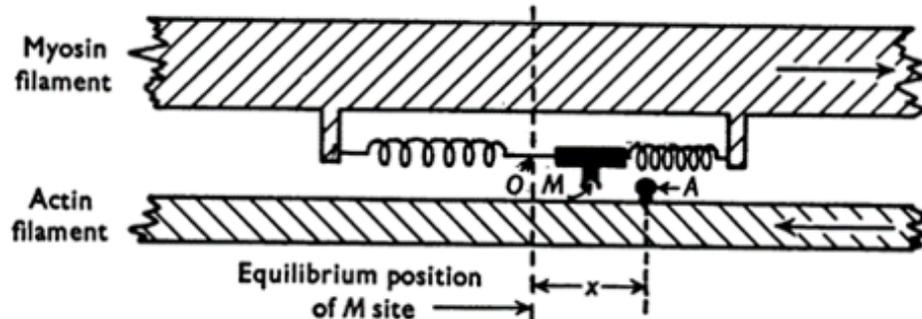
Fuente: Robertson et al. <sup>71</sup>.

**4.7.2. Modelo de Huxley** Junto con el modelo de Hill uno de los modelos musculares más aceptados e influyentes ha sido el publicado por el fisiólogo Andrew Fielding Huxley (1957), el mismo consiste en predecir las características mecánicas y metabólicas del músculo que son consistentes con la información adquirida experimentalmente, basados en la estructura conocida del músculo y la función del sarcómero (unidad fisiológica básica del músculo). En la base del modelo se encuentra la noción que los sarcómeros actúan como generadores de fuerza independientes. Cada fuerza entregada está estrechamente relacionada al mismo, la idea está basada en dos evidencias bien conocidas y avaladas acerca de las relaciones Fuerza-Longitud (F-L) y Fuerza-Velocidad (F-V) ??, la primera es que la forma que presenta la curva F-V se debe a la cantidad de filamentos (sarcómeros) delgados y gruesos superpuestos, es decir, la cantidad de fuerza producida es una función del número de puentes que pueden ser generados en una longitud específica; la se-

gunda es que basándose en la relación F-V la  $V_{max}$  en la cual el músculo no puede sostener fuerza es independiente de la superposición de los filamentos delgados y gruesos, lo cual sugiere, que la velocidad está relacionada con la dinámica individual de los puentes. Cada puente trabaja en un ciclo completo, el cual incluye, acoplamiento a un sitio de unión de filamento delgado, producción de la fuerza mientras el puente rota a través de su golpe de trabajo, desprendimiento al final del golpe y volver a la posición inicial y preparación para el siguiente ciclo. El modelo asume que el músculo es activado al máximo, eso implica que no hay elasticidad y que la población de los sarcómeros es constante y no cambia, por ende, cada puente atraviesa un ciclo completo ??.

El modelo posee un filamento grueso situado junto a un filamento delgado libre. Representando el sarcómero, se encuentra la pieza  $M$ , asegurado por dos resortes opuestos y moviéndose hacia atrás y adelante bajo un movimiento Browniano. A la mitad del movimiento se encuentra el punto de equilibrio, en el cual, las fuerzas se balancean produciendo una fuerza total de cero. Si no se encuentra en equilibrio la masa va a estar sometida a una fuerza total  $F = kx$ , dada por la longitud o acortamiento de los dos resortes. La fuerza puede transmitirse al filamento delgado (Actin filament) si la pieza  $M$  se encuentra adjunta al punto  $A$ . La parte funcional del modelo de Huxley radica en como  $M$  se adjunta y separa de  $A$ , y la fuerza es transmitida al filamento delgado a diferentes distancias  $x$  de la posición de equilibrio (Fig. 17).

Figura 17. Mecanismo de contracción muscular de Huxley



Fuente: Andrew F. Huxley. <sup>72</sup>.

Sumado a lo anterior, en el modelo de Huxley existen dos factores críticos los cuales son el entrelazamiento y des-entrelazamiento de los filamentos, estos factores inciden en la probabilidad de obtener o no un entrecruzamiento de puentes ( $M$ ); en orden de lo anterior Huxley planteó una ecuación diferencial (Ec. 5) que establece la variable  $n(x)$  ????

$$\frac{dn(x)}{dt} = [1 - n(x)]f(x) - [n(x)g(x)] \quad (5)$$

Donde:

$n(x)$ : Probabilidad equivalente que un puente se genere en la posición  $x$ .

$f(x)$ : Función que representa la tasa en que se puede dar un entrelazamiento de los filamentos.

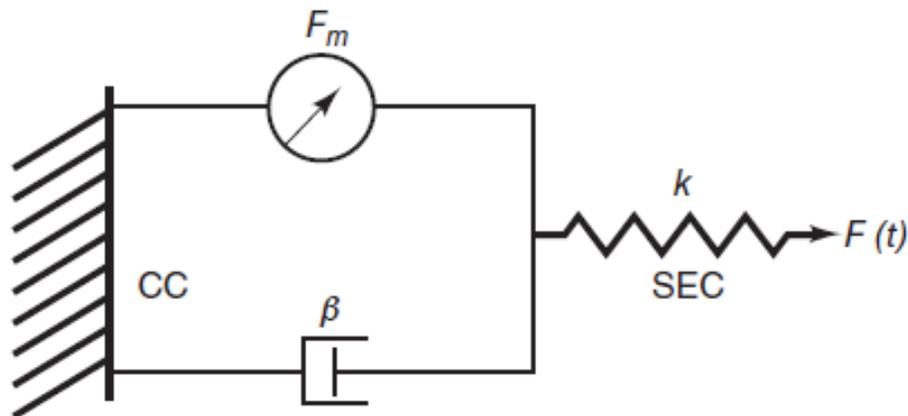
$g(x)$ : Función que representa la tasa en que se puede dar un des-entrelazamiento de los filamentos.

El modelo de Huxley ha sido uno de los principales modelos usados debido a que en comparación con el modelo de Hill ofrece resultados más precisos en la predicción de la fuerza muscular comparándolo con el modelo de Hill. Además, el modelo de Huxley caracteriza el funcionamiento microscópico (interno) de la estructura muscular. Sin embargo, la principal desventaja del modelo de Huxley es su alta com-

plejidad en comparación con el ya mencionado modelo de Hill. Estudios recientes, han demostrado que el modelo de Huxley, en óptimas condiciones puede predecir las fuerzas en el músculo con errores promedios de 5,8% en comparación con los valores teóricos <sup>28</sup>.

**4.7.3. Modelo lineal ingenieril** Este modelo nace del deseo de representar de forma más simple las propiedades descritas por el modelo de Hill. Para ello el modelo ingenieril también posee un elemento contráctil CC y un elemento elástico en serie SEC (Fig. 18), sin embargo, el modelo ingenieril se aleja del modelo de Hill ya que el CC está compuesto por un elemento generador de fuerza en paralelo con un amortiguador viscoso. El componente SEC es modelado como un resorte que se rige bajo la ley de Hooke ??.

Figura 18. Modelo muscular lineal ingenieril



Fuente: Robertson et al. <sup>73</sup>.

El propósito del elemento generador de fuerza y el amortiguador es emular correctamente la propiedad Fuerza-Velocidad descrita por Hill. El empleo de la ley de Hooke para el modelado de la fuerza generada por los tendones es una aproximación válida solo en un rango aproximado del tendón que va desde 1,5% hasta el 4% de su

longitud natural ???. El modelo lineal ingenieril define la fuerza muscular como:  
Para el componente contráctil.

$$F(t) = F_m - \beta v_{CC} \quad (6)$$

Donde:

$F(t)$ : Fuerza de la unidad muscular.

$F_m$ : Generador de fuerza activa.

$\beta$ : Coeficiente del amortiguador.

$v_{CC}$ : Velocidad de contracción en el componente contráctil.

Para el SEC.

$$F(t) = kx_{SEC} \quad (7)$$

Donde:

$F(t)$ : Fuerza de la unidad muscular.

$k$ : Rigidez del tendón.

$x_{SEC}$ : Longitud instantánea del SEC referente a su longitud sin carga.

En casos de contracciones musculares isométricas igualmente se tiene la siguiente relación matemática para este modelo.

$$F(t) = F_m(1 - e^{t\tau}) \quad (8)$$

Donde:

$F(t)$ : Fuerza de la unidad muscular.

$F_m$ : Generador de fuerza activa.

$\tau$ : Constante de tiempo ( $\tau = k/\beta$ ).

Como se observa según las Ecs. 6, 7 y 8 la principal ventaja de este modelo radica en que su uso implica un costo computacional menor que sus contrapartes de Hill y Huxley, sin embargo, este modelo debido a sus simplificaciones se encuentra acotado

a un entorno de contracciones musculares isométricas y de total activación.

**4.7.4. Pseudo-modelos** Los pseudo-modelos musculares son quizás los más recientes de su tipo, los mismos surgen como una alternativa para la simulación de la actividad muscular basada en el comportamiento macroscópico del músculo, similar al modelo Hill, este tipo de modelos poseen a su vez varias restricciones para su correcto uso, razón principal para que su desarrollo y aplicación sea limitado.

Los modelos pseudo-musculares se consideran unidades "virtuales" a las cuales dadas un determinado valor de activación  $c \in [0, 1]$  generan una rotación angular en las articulaciones y los huesos que las componen, este tipo de unidades musculares simplifica en mayor medida el modelo ingenieril y la geometría ósea, sin embargo, para su correcto uso, a nivel de miembro superior, se deben hacer restricciones importantes respecto al tipo de movimiento, jerarquía rotativa (marcos de referencia inercial), tipo de contracción muscular (isométrica), longitud muscular en todo el movimiento y consideración de acción de fuerza gravitatoria <sup>19</sup>.

Este tipo de unidades virtuales musculares se suelen usar igualmente en conjunto con otros modelos bio-mecánicos, mas exactamente de tejidos conectivos entre huesos y piel para simulaciones de realidad virtual <sup>74 75</sup> y de imágenes médicas <sup>76</sup>, estos se denominan modelos híbridos y su aplicación como se he mencionado viene en aumento con el auge de la realidad virtual aportando un avance tecnológico

---

<sup>74</sup> Shinjiro SUEIDA y Dinesh K PAI. "Hand simulation models in computer graphics". En: *Journal of the Society of Biomechanisms* 38.1 (2014), págs. 19-24.

<sup>75</sup> Yongsheng Tang, Ming Xu y Zhenxiang Cai. "Research on facial expression animation based on 2d mesh morphing driven by pseudo muscle model". En: *2010 International Conference on Educational and Information Technology*. Vol. 2. IEEE. 2010, págs. V2-403.

<sup>76</sup> Tsuneya Kurihara y Natsuki Miyata. "Modeling deformable human hands from medical images". En: *Proceedings of the 2004 ACM SIGGRAPH/Eurographics symposium on Computer animation*. 2004, págs. 355-363.

fiable para la preparación de personal de la salud y entornos recreativos.

Con respecto al uso de este tipo de modelos en la simulación de miembro superior se han realizado estudios para su aplicación, exactamente en antebrazo y mano, y se ha establecido que debido al tipo de activación muscular dada en las tareas realizadas con la mano donde el tipo de contracción muscular es netamente isométrica<sup>33</sup>, su uso se acota a esta condición, por otro lado se encuentran definidas las dos restricciones pertinentes para su empleo<sup>19</sup>:

- Los huesos largos rotan alrededor de las articulaciones que poseen grados de libertad, esto es cierto para los huesos de las falanges y metacarpos.
- La cantidad de rotaciones de una cadena ósea de la mano (falange distal, falange medial, falange proximal y metacarpo) debe ser menor o igual a 3. Esto es cierto para los dedos largos de la mano iniciando en la articulación MCP y el caso del pulgar empezando a partir de la articulación CMC, para ambos casos en dirección proximo-distal.

Así mismo, para el caso del miembro superior cada músculo anatómico tiene su unidad virtual pseudo-muscular análoga tanto en términos de geometría de origen e inserción como en lo referente a su capacidad de generar fuerza, para este último ítem se establece que cada unidad virtual posee una fuerza máxima de contracción ( $F_{max}$ )<sup>33</sup> la cual en conjunto con el nivel de activación muscular y la longitud de las fibras musculares<sup>32</sup>, la relación entre estos factores puede ser representada matemáticamente mediante una curva cuadrática para la fuerza de contracción muscular ( $F_{contr}$ ) dependiente de la longitud de las fibras musculares (Ec. 9).

$$F_{contr} = \left[ 1 - 4 * \left( \frac{l}{l_0} - 1.1 \right)^2 \right] * F_{max} \quad (9)$$

Donde:

$F_{contr}$ : Fuerza de contracción muscular.

$l$ : Longitud instantánea de las fibras musculares.

$l_0$ : Longitud en estado de reposo de las fibras musculares.

$F_{max}$ : Fuerza máxima de contracción muscular <sup>33</sup>.

Otro rasgo relevante de los músculos es la fuerza realizada por el mismo de forma pasiva al estirarse, la misma se contrarresta mediante la denominada fuerza de estiramiento ( $F_{stretch}$ ) en los pseudo-modelos, esta fuerza igualmente depende longitud instantánea de las fibras musculares, de igual forma, esta es nula cuando  $l < l_0$ , igualmente la expresión matemática que representa dicha relación es:

$$F_{stretch} = \begin{cases} 2.77 * \left(\frac{l}{l_0} - 1\right)^2 * F_{max}, & l \geq l_0 \\ 0, & l < l_0 \end{cases} \quad (10)$$

Donde:

$F_{stretch}$ : Fuerza pasiva de estiramiento muscular.

$l$ : Longitud instantánea de las fibras musculares.

$l_0$ : Longitud en estado de reposo de las fibras musculares.

$F_{max}$ : Fuerza máxima de contracción muscular <sup>33</sup>.

De la misma forma, en lo referente a la longitud de las fibras musculares, el pseudo-modelo muscular establece que la longitud de las fibras musculares durante el accionamiento de los músculos no pueden ser arbitrariamente elongadas o contraídas <sup>32</sup>, a causa de esto se establece el rango  $0.6l_0 \leq l \leq 1.6l_0$  en el cual se encuentra la longitud de dichas fibras en todo momento para actividades de agarre manual.

Finalmente la fuerza total generada por una unidad muscular en función de la longitud de sus fibras y el nivel de contracción, se puede expresar matemáticamente como:

$$F = c * F_{contr} + F_{stretch} \quad (11)$$

Donde:

$F$ : Fuerza total ejercida por la unidad muscular.

$c$ : Nivel de contracción muscular  $c \in [0, 1]$ .

$F_{contr}$ : Fuerza de contracción muscular.

$F_{stretch}$ : Fuerza pasiva de estiramiento muscular.

#### 4.8. ESTADO DEL ARTE.

En el campo del modelado músculo-esquelético diferentes referencias pueden ser encontradas ya que el ámbito de investigación es tan amplio como los movimientos y articulaciones no solo del cuerpo humano <sup>77</sup> sino también de otras especies <sup>78</sup>, inclusive de aquellas ya extintas <sup>47</sup>. Sin embargo, delimitando el rango de acción de esta investigación, el modelado de la mano-muñeca y antebrazo para un agarre tipo pinza, se pueden encontrar los siguientes trabajos significativos.

Chao et al. <sup>79</sup> realizaron un primer acercamiento a la mecánica músculo-esquelética de los dedos y lograron estimar fuerzas ejercidas por los mismos, por otra parte An et al. <sup>80</sup> desarrollaron un modelo completo de la mano basados en datos anatómicos provenientes de especímenes cadavéricos, dicho modelo solo constaba de la orientación y ubicación de la musculatura pero carecía de parámetros morfológicos

---

<sup>77</sup> Maarten F Bobbert, Peter A Huijing y Gerrit Jan van Ingen Schenau. "A model of the human triceps surae muscle-tendon complex applied to jumping". En: *Journal of biomechanics* 19.11 (1986), págs. 887-898.

<sup>78</sup> BI Prilutsky, W Herzog y TL Allinger. "Forces of individual cat ankle extensor muscles during locomotion predicted using static optimization". En: *Journal of biomechanics* 30.10 (1997), págs. 1025-1033.

<sup>79</sup> EY Chao, JD Opgrande y FE Axmear. "Three-dimensional force analysis of finger joints in selected isometric hand functions". En: *Journal of biomechanics* 9.6 (1976), págs. 387-396.

<sup>80</sup> Kai-Nan An y col. "Normative model of human hand for biomechanical analysis". En: *Journal of biomechanics* 12.10 (1979), págs. 775-788.

que caracterizaran los mismos, también se generaron modelos de todo el miembro superior (hombro, codo y mano) presentados por Holzbaur et al.<sup>81 82</sup>.

Hasta este punto se había evadido un poco inmiscuirse en la complejidad de la mano ya que es la articulación de mayor versatilidad, es por ello que se generaron modelos para partes de la misma por separado, tal es el caso para el pulgar, Valero et al.<sup>83</sup> validó un modelo computacional contrastándolo con medidas de laboratorio realizadas de fuerzas en la punta del pulgar y EMG's hechas a 8 músculos encargados del movimiento en 5 ejes que posee este dedo, aunque el modelo planteado, basado en 50 parámetros músculo-esqueléticos, replicaba en un 50% los resultados de laboratorio establecieron que su modelo cinemático no representaba adecuadamente la transformación del torque en las articulaciones en fuerzas de contacto, a su vez atribuyen estas discrepancias al modelo de control de movimiento usado y los valores anatómicos (PCSA) (Ec.1) alimentados en el modelo.

Continuando con el pulgar Vigouroux et al.<sup>84</sup> realizaron un estudio en cual se analizó el agarre tipo pulpo (pulp pinch) y el agarre tipo llave (key pinch o lateral pinch)<sup>85</sup> para analizar fuerzas tendinales y ser comparadas con datos de EMG de los

---

<sup>81</sup> KRS Holzbaur, SL Delp y WM Murray. "Moment-generating capacity of upper limb muscles". En: *Journal of Biomechanics* 39 (2006), S85.

<sup>82</sup> Katherine RS Holzbaur, Wendy M Murray y Scott L Delp. "A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control". En: *Annals of biomedical engineering* 33.6 (2005), págs. 829-840.

<sup>83</sup> Francisco J Valero-Cuevas, M Elise Johanson y Joseph D Towles. "Towards a realistic biomechanical model of the thumb: the choice of kinematic description may be more critical than the solution method or the variability/uncertainty of musculoskeletal parameters". En: *Journal of biomechanics* 36.7 (2003), págs. 1019-1030.

<sup>84</sup> Laurent Vigouroux, Mathieu Domalain y Eric Berton. "Comparison of tendon tensions estimated from two biomechanical models of the thumb". En: *Journal of biomechanics* 42.11 (2009), págs. 1772-1777.

<sup>85</sup> Poh Kiat Ng y col. "A review of different pinch techniques". En: *Theoretical Issues in Ergonomics Science* 15.5 (2014), págs. 517-533.

músculos motores (9), los resultados mostraron que para las técnicas de agarre dispuestas el modelo predecía la coordinación muscular hallada con EMG para 5 de las 9 unidades musculares teniendo problemas principalmente con el abductor largo del pulgar, el modelo también presentó dificultades en la cinemática, mayormente para el agarre tipo llave.

Asimismo Wu et al.<sup>86</sup> propusó un modelo cinemático del pulgar usando un software comercial (Anybody<sup>87</sup>) que incluye parámetros anatómicos (dimensiones óseas y puntos de origen e inserción muscular) realista consistente en 4 segmentos rígidos (trapecio o carpo, metacarpo, falange proximal y falange distal) unidos mediante igual número de articulaciones (DIP, PIP, MCP y CMC ) (Fig. 10) y accionadas por 9 unidades musculares, se realizó una comparación con datos experimentales hallados en la literatura de los brazos de momento o distancias tendinales<sup>88</sup>, hallando que la mayoría de estos coincidían con los registrados en la totalidad del rango de movimiento, no obstante, al acercarse al final de dicho rango los resultados se desviaban de los ya consignados hallando de esta forma que en el modelado del pulgar las funciones mecánicas de los músculos/tendones con áreas transversales pequeñas pueden ser representadas por simples líneas de acción.

En cuanto a los demás dedos, trabajos sobre el dedo índice como el de Brook et al.<sup>89</sup> propusieron un modelo dinámico del comportamiento del dedo índice para los movimientos de flexión-extensión y abducción-adducción tomando en cuenta los

---

<sup>86</sup> John Z Wu y col. "Modeling of the muscle/tendon excursions and moment arms in the thumb using the commercial software anybody". En: *Journal of biomechanics* 42.3 (2009), págs. 383-388.

<sup>87</sup> Anybody Technology, Aalborg, Dinamarca

<sup>88</sup> W Paul Smutz y col. "Mechanical advantage of the thumb muscles". En: *Journal of biomechanics* 31.6 (1998), págs. 565-570.

<sup>89</sup> N Brook y col. "A biomechanical model of index finger dynamics". En: *Medical engineering & physics* 17.1 (1995), págs. 54-63.

tendones presentes en este dedo y la variabilidad en su extensión , dando un compendio de ecuaciones de brazos de momento con coeficientes variables y métodos de optimización para movimientos del índice y fuerzas externas aplicadas al mismo, el modelo fue probado con datos de agarre obteniendo "buena" cercanía con datos de EMG pre-existentes por lo que se considera este modelo acertado para la predicción de fuerzas tendinales dadas en el segundo dedo.

Por su parte Valero et al.<sup>90</sup> estimaron la reducción de la fuerza ejercida en la punta del dedo índice para casos de entumecimiento en los músculos asociados con parálisis leves en el antebrazo (radio y ulna), se probaron 11 manos cadavéricas (5 derechas y 6 izquierdas) puestas en un marco en posición funcional halando los tendones que maximizan la fuerza de contacto en el dedo índice para tres casos diferentes, en el primero se simuló un paciente sano sin discapacidad alguna en los músculos responsables del movimiento del índice, en el segundo se reprodujo un caso de parálisis leve en los músculos radiales (músculos extensores atrofiados) y para el tercero se representó una parálisis leve en los músculos cúbitales (músculos intrínsecos lisiados) hallando así que la fuerza máxima de contacto desarrollada para el segundo y tercer caso eran del 43 % y 85 % respectivamente comparadas con la situación de paciente sano, determinando así que los músculos extensores contribuyen en mayor medida a la fuerza máxima de contacto que se puede ejercer en los dedos.

En cuanto a las técnicas de agarre manual se han propuesto modelos músculo-esqueléticos principalmente para dos tipos de agarre en específico, el cilíndrico (cylindrical grasp/power grasp) y el tipo pinza (pinch grasp)<sup>6</sup>; para el primero de ellos Monsabert et al.<sup>40</sup> establecieron un modelo músculo esquelético de la mano

---

<sup>90</sup> Francisco J Valero-Cuevas, Joseph D Towles y Vincent R Hentz. "Quantification of fingertip force reduction in the forefinger following simulated paralysis of extensor and intrinsic muscles". En: *Journal of biomechanics* 33.12 (2000), págs. 1601-1609.

y muñeca basado en 42 unidades musculares, 16 articulaciones y 23 DOF's <sup>91</sup> para estimar las fuerzas musculares y de contacto articular para un agarre de un cilindro de 33 mm de diámetro con la mano derecha, datos de cinemática y fuerzas de contacto en 25 áreas anatómicas de la mano fueron obtenidos y usados como entradas en el modelo propuesto, se hallaron fuerzas mayores en las falanges distales de los dedos de mayor longitud comparados con las proximales y mediales de los mismos, a su vez se encontró que los músculos extensores presentaban mayores fuerzas de contracción.

A su vez en otro estudio posterior Monsabert et al. <sup>7</sup> usaron el modelo previo, con igual cantidad de elementos, para el análisis de las fuerzas intra-articulares en la mano en ambos agarres y comparar las mismas con las áreas de contacto, obtenidas mediante MRI <sup>92</sup>, para relacionarlas con la aparición de OA <sup>93</sup>, de igual manera hicieron mediciones de la cinemática y fuerzas en los movimientos prensiles, los resultados arrojaron que comparado con el agarre de tipo cilíndrico el tipo pinza presenta cargas de contacto articular 2 a 8 veces mayor aunque la fuerza neta de sujeción en cada dedo era aproximadamente dos veces menor, también la fuerza intra-articular disminuye en dirección disto-proximal para cada dedo corroborando así trabajos anteriores.

Por otra parte Vignais y Marin <sup>39</sup> propusieron un método de análisis híbrido entre los dos enfoques principales (Inverse-based approach y Forward-based approach) para un agarre tipo cilíndrico teniendo en cuenta el antebrazo, muñeca y mano, el modelo músculo-esquelético propuesto consta de 21 segmentos rígidos, 28 unidades musculares, 20 articulaciones y 24 DOF's, como tarea se estableció el agarre

---

<sup>91</sup> grados de libertad

<sup>92</sup> resonancia magnética

<sup>93</sup> osteoartritis

de un cilindro de 25 mm de diámetro, se usó la dinámica inversa para calcular los datos finales del modelo, tales como ángulos en las articulaciones, acortamientos y estiramientos músculo-tendinales, y la dinámica progresiva se aplicó en conjunción con procedimientos de optimización para adquirir datos de fuerzas intra-articulares y músculo-tendinales, como resultado final se observó la viabilidad en la aplicación de metodologías híbridas de este tipo para analizar el comportamiento biomecánico del sistema músculo-esquelético.

A su vez Sancho-Bru et al.<sup>94</sup> presentaron en su trabajo un modelo biomecánico tridimensional para la simulación del agarre cilíndrico en humanos que toma en cuenta no solo el equilibrio de fuerzas de agarre en la mano sino también en el objeto asido mediante el concepto de un contacto suave, esto presentó problemas en la *función costo* ya que la mas popular de ellas, suma de los cuadrados de los esfuerzos musculares (Ec. 1), probó no ser idónea para este tipo de condiciones, por lo que fue complementada con medidas de la calidad del agarre. El modelo fue usado para simular el agarre de dos elementos cilíndricos de diferente diámetro (64 y 82 mm de diámetro) y peso (0.401 y 0.04 kg) respectivamente, los resultados también probaron que es posible matemáticamente realizar este tipo de agarre prescindiendo de algunos dedos y que es posible implementar las ecuaciones, con los complementos como el realizado a la *función costo*, en la programación de robots que realicen agarres de esta naturaleza en la industria.

---

<sup>94</sup> Joaquín L Sancho-Bru y col. "Grasp modelling with a biomechanical model of the hand". En: *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* 17.4 (2014), págs. 297-310.

## 5. METODOLOGÍA

En primera instancia se debe establecer una secuencia de pasos a seguir para la elaboración del proyecto dividiendo el mismo en subprocesos necesarios para la consecución final del modelo. Dichos procedimientos se describen a continuación en forma de diagrama de flujo (Fig. 19).

### 5.1. ENFOQUE.

Esta primera fase evalúa el rumbo mediante el cual se planteó y desarrolló el modelo músculo-esquelético, se basa en los dos enfoques tratados anteriormente y encontrados en la literatura <sup>39</sup> denominados: Planteamiento inverso ó Inverse-based approach y Planteamiento progresivo ó Forward-based approach.

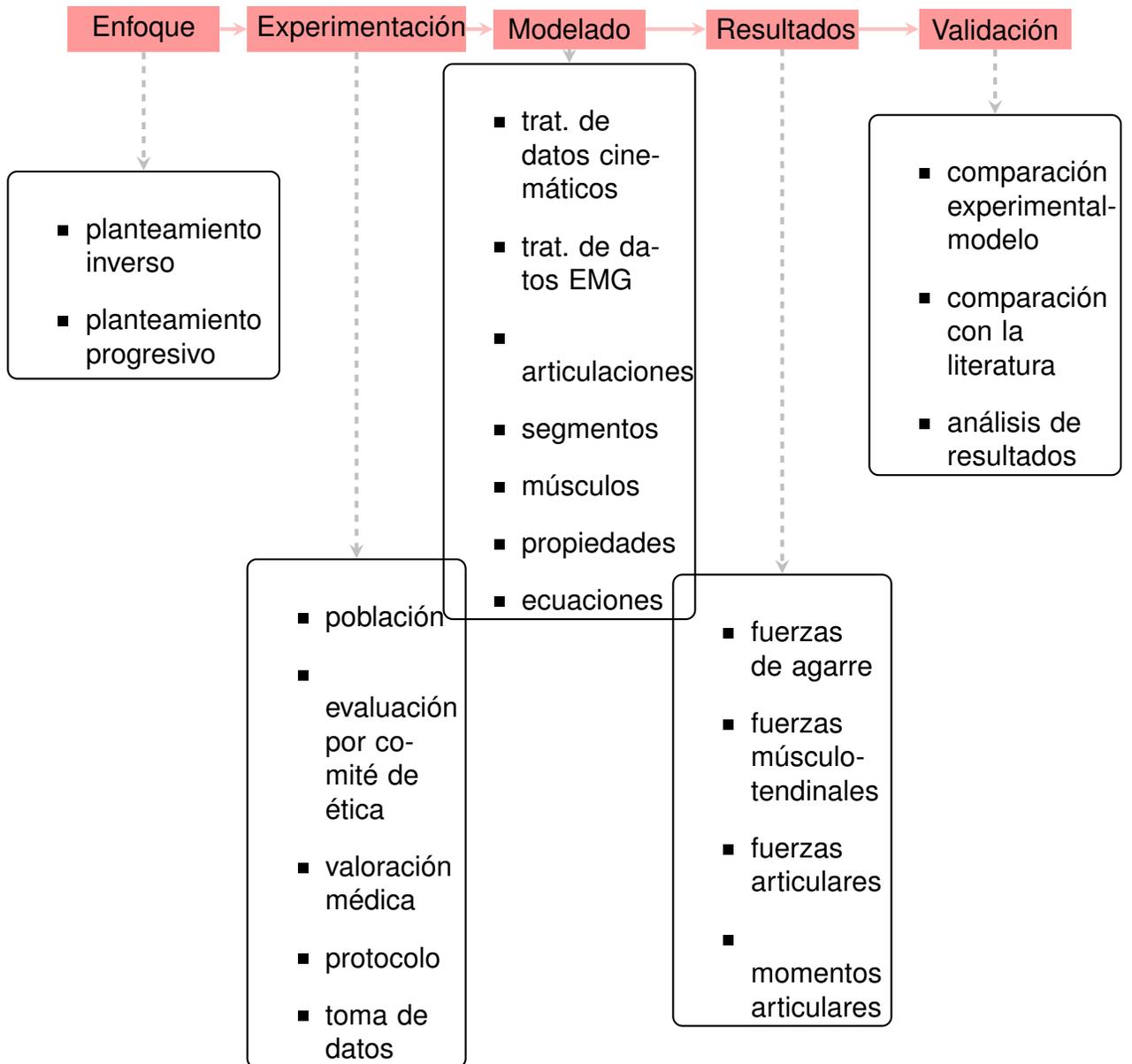
La selección de uno u otro de los dos planteamientos obedece a los recursos con los que se tuvieron para la obtención de datos, el tratamiento de los mismos y las simulaciones llevadas a cabo, luego analizando los dos rumbos ambos poseen ventajas y desventajas inherentes a los mismos (ver Tab. 1).

	Planteamiento inverso	Planteamiento progresivo
Ventajas	Datos de entrada de fácil adquisición (cinemática del movimiento y fuerzas de agarre)	No requiere de datos experimentales
	Bajo costo computacional	Alimentación del modelo a partir de patrones de movimiento muscular
	Algoritmo de optimización directo, no iterativo	No se requiere de sensores para toma de datos
Desventajas	Resultados ligados a errores en la toma de datos experimentales	Alto costo computacional
	Naturaleza y sensibilidad de los sensores usados para la toma de datos de entrada	Algoritmo de optimización altamente iterativo
	Recomendación de contrastar los resultados de activación muscular finales con aquellos obtenidos con EMG	Estimación de posiciones, velocidades y aceleraciones mediante procesos integrativos

Tabla 1. Ventajas y desventajas de los planteamientos

Luego, analizando los factores a favor y en contra para cada uno de estos enfoques, para este caso en específico se hizo elección por el *Planteamiento inverso* ó

Figura 19. Diagrama de flujo para el desarrollo de un modelo músculo-esquelético.



*Inverse-based approach* ya que su facilidad computacional presenta una virtud sobre su contraparte progresiva, y los factores en contra son fácilmente corregibles adoptando un protocolo de experimentación de sencilla repetitibilidad y un tratamiento adecuado de las señales recogidas en el mismo.

## 5.2. EXPERIMENTACIÓN.

En esta etapa se contempló todo lo relacionado a la parte experimental que conlleva el desarrollo de un modelo músculo-esquelético, como se ha mencionado antes, esto a su vez va ligado con otras etapas de la metodología como lo es el enfoque a usar.

Esta sección se subdivide a su vez en ciertas etapas las cuales son referenciadas en el diagrama de flujo (Fig. 19).

**5.2.1. Población** Esta fase se realizó la selección y descripción de la población de sujetos objeto de estudio, entre las características mas relevantes a contemplar es el describir adecuadamente el número de participantes, sexo, edad y medidas biométricas relevantes para estudios de agarre manual (estatura, peso, longitud y ancho de la mano)<sup>7</sup>, esto acota los resultados obtenidos a una población en particular y da la posibilidad de observar las distintas variaciones biomecánicas en cuanto a factores raciales, de género ó poblacionales existentes.

Estudios previos han determinado un número de participantes que oscilan entre 5-11 voluntarios<sup>39 95 40</sup>, por lo que para el caso se usó una población de 7 personas. Para este estudio se contó con la colaboración de 7 sujetos masculinos de lateralidad predominante diestra (Tab. 2), se incluyen los valores promedio, incluyendo LM<sup>96</sup> y AM<sup>97</sup>. Todos los voluntarios refirieron no tener antecedentes de trauma o MSDs en miembro superior derecho.

---

<sup>95</sup> Laurent Vigouroux y col. "Middle and ring fingers are more exposed to pulley rupture than index and little during sport-climbing: a biomechanical explanation". En: *Clinical biomechanics* 23.5 (2008), págs. 562-570.

<sup>96</sup> Longitud de la mano

<sup>97</sup> Ancho de la mano

Individuo	Altura [cm]	Peso [kg]	Movimiento	Designación
1	173	70	PpPinch	KM
2	170	68	PpPinch	JM
3	176	74	PpPinch	VM
4	175	74	PpPinch	CP
5	175	80	PpPinch	PP
6	170	68	PpPinch	FM
7	172	75	PpPinch	MP
Prom edad: 32.3 [años]	173 ± 2.3	72.7 ± 4.02	LM: 19.6 ± 0.4 [cm]	AM: 8.9 ± 0.3 [cm]

Tabla 2. Caracterización de los voluntarios

**5.2.2. Evaluación por comité de ética** Al tratarse de experimentación con seres humanos es necesario someter el procedimiento a realizar al concepto del comité de ética que para el caso es el Comité de Ética en Investigación Científica (CEINCI), este comité a su vez aprueba el procedimiento a realizar en los voluntarios siempre y cuando los mismos firmen un consentimiento informado en el cual se les especifica el procedimiento del que van a hacer parte, los aditamentos que se les dispusieron, los posibles efectos secundarios de la experimentación, números de contacto de los encargados, datos a tomar, custodia posterior de los mismos y capacidad de decisión libre de si desean o no participar conociendo toda la información correspondiente además de libertad de retractarse de participar o que se usen sus datos en cualquier momento.

Sin embargo cabe aclarar que el mismo CEINCI catalogó el procedimiento de toma y manejo de datos de los voluntarios como de *riesgo mínimo* ya que este estudio emplea el registro de datos a través de procedimientos como exámenes físicos, sociológicos o tratamientos rutinarios y los aditamentos usados (ver Protocolo) se encuentran aprobados por la norma NTC-IEC 60601, la cual especifica los requisitos de seguridad y rendimiento a los fabricantes de equipos electro-médicos.

**5.2.3. Valoración médica** Esta sección va ligada con la inmediatamente anterior ya que en la carta de aprobación firmada por todos los participantes objeto de estu-

dio se incluye un apartado en la cual los mismos reconocen de no padecer de ningún desorden, padecimiento o enfermedad degenerativa en miembro superior derecho, específicamente de mano o antebrazo, esto debido a que cualquier enfermedad o condición propia del sujeto (OA por ejemplo) conlleva a datos que se alejan mucho de los de pacientes saludables o que no posean dicha condición conllevando a desviaciones estadísticas y afectando como última medida los valores de fuerzas en las unidades músculo-tendinales.

**5.2.4. Protocolo** Corresponde a la descripción detallada de los pasos seguidos para efectuar el acto de agarre determinado, en esta fase se contempla la posición desde la cual el participante realizó el experimento, con lo cual se busca tener un estándar en las pruebas realizadas, igualmente se establece el tiempo por el cual se sujetó el objeto, la cantidad de ensayos y el tiempo de descanso entre los mismos, de igual forma se especifican las medidas realizadas y los instrumentos de medida.

Figura 20. BTS-GAITLAB SMART DX (UNAB)

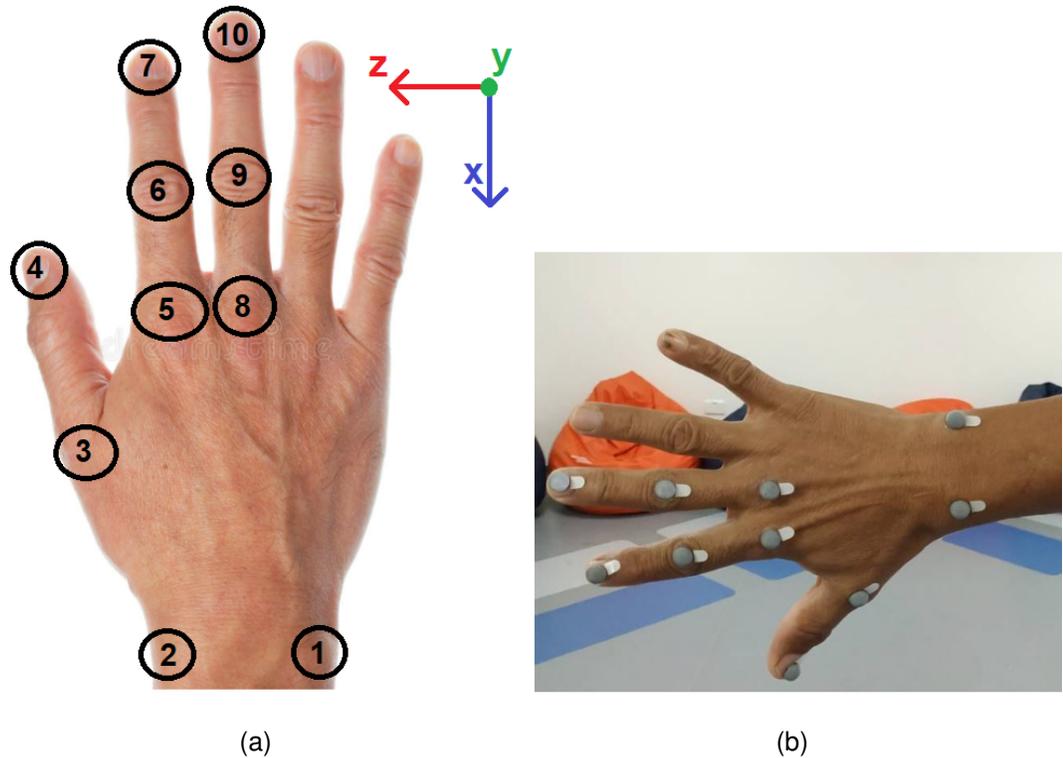


La experimentación fue llevada a cabo en el Laboratorio de Bio-Mecánica de la Universidad Autónoma de Bucaramanga (UNAB) (Fig. 20). La prueba consistió en situar diez marcadores reflectantes semi-esféricos de 10 [mm] de diámetro en el dorso de la mano de los participantes (Fig. 21), los mismos se posicionaron en puntos claves de la mano, su ubicación y articulación correspondiente se encuentran resumidos (Tab. 3). Los marcadores fueron grabados durante todo el recorrido del movimiento por un sistema opto-electrónico de seis cámaras (SMART-DX 600, BTS, Quincy, MA). Posteriormente se emplearon los software BTS Analyzer y BTS Smart Tracker, para hacer la reconstrucción de la posición de los marcadores para todo el recorrido del movimiento. Las cámaras y software mencionados hacen parte del BTS GaitLab ofrecido por la empresa BTS BioEngineering. En cuanto a los ejes coordinados mediante los cuales se realizaron todos los cálculos se optó por usar el mismo sistema global de coordenadas (GCS) establecido por Chao et al.<sup>98</sup>, este posiciona el origen de coordenadas en el US (marcador 1 Tab. 3), el eje X va en dirección distal-proximal sobre la línea del antebrazo, el eje Y en dirección palmar-dorsal y el eje Z en dirección ulnar-radial.

---

<sup>98</sup> Edmund Y Chao. *Biomechanics of the hand: a basic research study*. World Scientific, 1989.

Figura 21. Marcadores reflectantes.: (a) Posición de los marcadores reflectantes en el dorso de la mano, (b) Marcadores posicionados en la mano



Posición	Marcador	Número	Descripción
Antebrazo	US	1	Ulnar Styloid
	RS	2	Radial Styloid
Pulgar	CMC I	3	Articulación Carpometacarpiana
	DP I	4	Final de falange distal I
Índice	MCP II	5	Articulación Metacarpofalángica II
	PIP II	6	Articulación Interfalángica Proximal II
	DP II	7	Final de falange distal II
Medio	MCP III	8	Articulación Metacarpofalángica III
	PIP III	9	Articulación Interfalángica Proximal III
	DP III	10	Final de falange distal III

Tabla 3. Descripción de los marcadores reflectantes

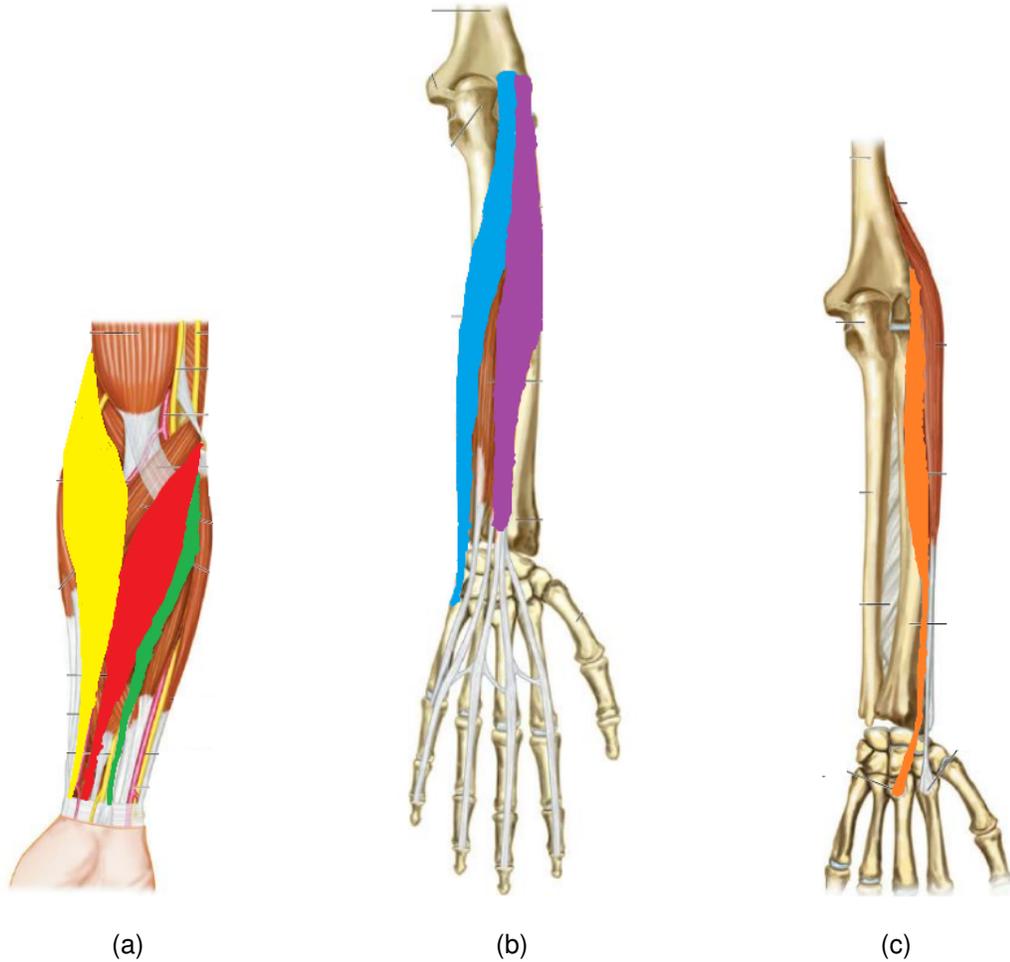
De igual forma, datos de activación muscular de las unidades musculares superficiales del antebrazo fueron medidas mediante electromiografía de superficie (EMG) lo

que conlleva al análisis de 6 unidades musculares del antebrazo (Figs. 23(a), 23(b) y 23(c)), los sensores (FREEMG 1000, BTS, Quincy, MA)(Fig. 24(a)) fueron ubicados en la capa muscular superficial de esta sección del cuerpo . Las unidades musculares a las cuales se les tomaron datos de activación mediante EMG en antebrazo derecho fueron:

1. Brachioradialis (Br).
2. Flexor carpi radialis (FCR).
3. Palmaris Longus (PL).
4. Extensor carpi ulnaris (ECU).
5. Extensor digitorum communis (EDC).
6. Extensor carpi radialis (ECR).

Se escogieron estos debido a que el software utilizado los tiene como preestablecidos para los electromiografos usados debido a las dimensiones de los dispositivos y la facilidad de ubicarlos en el antebrazo y, por lo tanto, de posicionar los sensores de manera adecuada.

Figura 22. Unidades musculares de medición de activación: (a) Br - Amarillo ; FCR - Rojo ; PL - Verde, (b) ECU - Azul ; ED - Morado, (c) ECR - Naranja



Cada participante fue puesto en posición de sentado con la articulación del codo en posición de semi-flexión ( $90^\circ$ ) con la mano en extensión total y con el antebrazo pronado (palma de la mano apuntando hacia abajo), posteriormente les fue solicitado que realizaran un agarre tipo pinza (PpPinch) en un objeto adaptado con un sensor de presión Tekscan 4000 entre las puntas del pulgar y los dedos índice y medio, posteriormente se debía sostener el mismo con la mayor fuerza posible que pudieran desarrollar durante 6 [seg], después de ello el voluntario procedió a soltar

el objeto y retornar a la posición inicial. La misma prueba fue hecha un total de tres veces por cada paciente con un periodo de descanso de 3 [min] entre cada una para evitar la fatiga muscular y su incidencia en las medidas <sup>40</sup>.

En conclusión, el protocolo detallado se puede condensar en los siguientes pasos, seguidos en forma secuencial:

- Primeramente se procede a disponer al voluntario en una posición de sentado con el codo en semi-flexión ( $90^\circ$ ) con la mano en extensión total y con el antebrazo pronado (palma de la mano apuntando hacia abajo).
- Seguidamente se posicionan los marcadores reflectivos en el dorso de la mano y los electromiógrafos de superficie (Fig. 24(b)).
- Se procede a realizar el agarre tipo pinza partiendo desde posición neutra (mano totalmente extendida), acorde a la literatura especializada se recomienda realizar tres pruebas por un período de 6 segundos de sostenimiento del agarre volviendo posteriormente a la posición neutra.
- Entre pruebas se hacen descansos de 3 minutos tomando los datos de la prueba donde los valores numéricos del fuerza de agarre pico sean mayores.
- Finalmente, después de realizar las pruebas y obtener los datos de cinemática, fuerza de agarre y activación muscular superficial mediante EMG se retiran del voluntario los implementos y sensores dispuestos en su piel con precaución debido a la naturaleza adhesiva de los mismos.

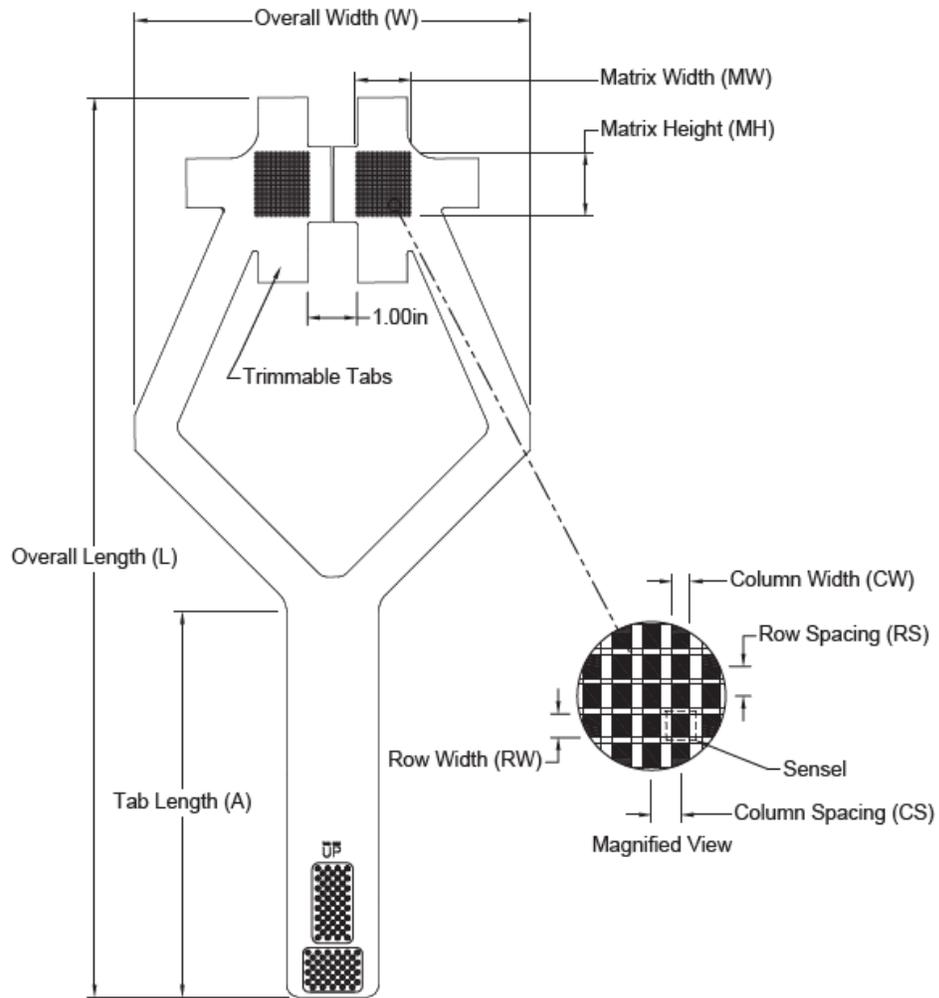
Figura 23. Electromiografía de superficie: (a) FREEEMG 1000, (b) Posición de los sensores EMG en el antebrazo



**5.2.5. Toma de datos** Como su nombre lo indica esta sección hace referencia a la data necesaria para la alimentación del modelo y va de la mano con el enfoque a utilizar para el desarrollo del mismo, para el caso específico se hizo uso del enfoque *Planteamiento inverso* por lo que los datos recolectados fueron:

- Cinemática del movimiento: Los registros cinemáticos del movimiento de la mano y las articulaciones de la misma en el agarre PpPinch.
- Fuerzas de agarre: Para la toma de datos de las fuerzas de agarre del agarre tipo pinza (PpPinch) se hizo uso del sensor de mapeo de presión Tekscan 4000 que a pesar de ser originalmente para el estudio de la articulación de la rodilla presenta facilidad y versatilidad en sus usos y obtención de datos de fuerzas y presiones en una superficie irregular.
- Electromiografía de superficie: Se realizaron capturas de datos de la activación muscular de seis de las unidades musculares de la capa superficial del antebrazo.

Figura 24. Sensor de presión TEKCSAN 4000, Boston, USA



General Dimensions			Sensing Region Dimensions						Summary		
Overall Length <i>L</i>	Overall Width <i>W</i>	Tab Length <i>A</i>	Matrix Width <i>MW</i>	Matrix Height <i>MH</i>	Columns			Rows		Total No. of Sensels	Sensel Spatial Resolution
					<i>CW</i>	Pitch <i>CS</i>	<i>Qty.</i>	<i>RW</i>	Pitch <i>RS</i>		
(mm)	(mm)	(mm)	(mm)	(mm)	(mm)	(mm)		(mm)	(mm)		(sensel per sq-cm)
462.0	203.2	198.1	27.9	33.0	0.8	1.3	22	1.0	1.3	26	62.0
(in)	(in)	(in)	(in)	(in)	(in)	(in)		(in)	(in)		(sensel per sq-in)
18.19	8.00	7.80	1.10	1.30	0.030	0.050	22	0.040	0.050	26	400.0

Pressure Ranges			
kPa	10,343	62,055	68,950
psi	1,500	9,000	10,000

### 5.3. MODELADO.

Esta etapa hace referencia a la descripción detallada del modelo trabajado, iniciando con el tratamiento de los datos de entrada del modelo (cinemática y EMG), igual-

mente se establecen la cantidad de segmentos rígidos (huesos), articulaciones, grados de libertad, propiedades (masa, PCSA, inercia, etc.) y ecuaciones regentes en forma matricial que junto con la *función costo* sirvieron para la determinación de las fuerzas músculo-tendinales, siguiendo el esquema presentado en la Fig. 19 esta sección se subdivide en:

**5.3.1. Tratamiento de datos cinemáticos** El primer proceso para la elaboración del modelo fue la creación de una función en la cual se diera tratamiento a los datos de posición obtenidos con el sistema BTS SMART-DX 600. La posición durante todo el movimiento de cada uno de los marcadores es entregado por el software en forma matricial (posición cartesiana del marcador en cada instante de muestreo) con una frecuencia de muestreo de 100 [Hz]. Debido a la complejidad del proceso de reconstrucción de las imágenes tomadas por cada una de las cámaras para generar la posición espacial y así el vector posición de los marcadores, es común que algunos marcadores "desaparezcan" durante algunos instantes de tiempo, ocasionando que, en la posición vectorial de estos marcadores, durante los instantes en los que están desaparecidos, el software del laboratorio arroje un error, el cual es posteriormente leído como un valor no numérico (NaN) en el software *Matlab* (The Mathworks Inc. Natick, MA).

Para los casos mencionados anteriormente, el error de no tener un valor numérico en algunas filas de la matriz de posición de los marcadores obliga a interpolar dichos valores y así estimarlos de forma matemática para llenar las filas en las cuales debieran ir, para el caso en específico se hizo mediante la función de interpolación uni-dimensional embebida en MATLAB (The Mathworks Inc. Natick, MA) "*interp1*", cabe igualmente decir que esta función requiere de la especificación de un método de interpolación y en el caso específico fue el denominado "*makima*" abreviación de "*Modified Akima Interpolation*" el cual es un algoritmo de interpolación uni-dimensional que realiza interpolación cúbica para obtener polinomios de

continuidad  $C^1$ .

Una vez interpolados los valores no numéricos de posición de los marcadores se procedió a determinar la velocidad y aceleración vectorial de los mismos, para ello se hizo uso de un esquema de derivación numérica mediante diferencias finitas, ahora bien, acorde a la literatura especializada en tratamiento de señales de posición de bio-marcadores ?? el esquema de diferencias finitas mas usado para la obtención de velocidades y aceleraciones instantáneas son de tipo central-segundo orden temporal y tipo simétrico-segundo orden temporal respectivamente <sup>99</sup>(Ec. 12)

$$\vec{V}_{A,i} = \frac{\vec{r}_{A,i+1} - \vec{r}_{A,i-1}}{2\Delta t} \quad \vec{a}_{A,i} = \frac{\vec{r}_{A,i+1} - 2\vec{r}_{A,i} + \vec{r}_{A,i-1}}{\Delta t^2} \quad (12)$$

Donde:

$\vec{V}_{A,i}$ : Vector velocidad instantánea del marcador  $A$  en el instante  $i$ .

$\vec{a}_{A,i}$ : Vector aceleración instantánea del marcador  $A$  en el instante  $i$ .

$\vec{r}_{A,i+1}$ : Vector posición del marcador  $A$  en el instante  $i + 1$ .

$\vec{r}_{A,i}$ : Vector posición del marcador  $A$  en el instante  $i$ .

$\vec{r}_{A,i-1}$ : Vector posición del marcador  $A$  en el instante  $i - 1$ .

$\Delta t$ : Período de muestreo del marcador.

**5.3.2. Tratamiento de datos EMG** Posterior al tratamiento de los datos cinemáticos, los cuales actúan como la entrada del modelo músculo esquelético planteado se procedió a realizar el tratamiento de los datos de EMG superficial captados para los músculos seleccionados (Fig. ??).

Los datos de activación muscular fueron recabados para corroborar la exactitud de los resultados obtenidos con el modelo para el movimiento de agarre PpPinch. Ahora bien, estas señales son de naturaleza eléctrica y deben ser traducidas en una

---

<sup>99</sup> DM Causon y CG Mingham. *Introductory finite difference methods for PDEs*. Bookboon, 2010.

determinada activación muscular y a su vez en una fuerza determinada realizada por el músculo analizado.

Para el tratamiento de las señales primeramente se les aplicó un filtro pasa altas Butterworth de séptimo orden con una frecuencia de corte de 1.33 [Hz], de igual forma un filtro pasa bajas Butterworth de igual orden con frecuencia de corte 490 [Hz], finalmente el filtrado concluyó con un filtro pasa bandas (Notch) cuya función fue eliminar las frecuencias de ruido puntual generadas durante la prueba (artefactos electrónicos cercanos, piel, etc.), el anterior procedimiento emula pasos sugeridos en la literatura para obtener la señal de activación muscular adecuada <sup>100</sup>.

Después del filtrado la señal resultante fue rectificadora y su envolvente calculada, ello para que la señal resultante sea dependiente del tiempo. Para terminar, mediante la señal ya tratada es posible estimar la activación muscular en términos porcentuales, para ello acorde a la literatura especializada <sup>28</sup> se puede aplicar la Ec. 13.

$$a(t) = \frac{e^{Ap(t)} - 1}{e^A - 1} \quad (13)$$

Donde:

$a(t)$ : Activación muscular porcentual en función del tiempo.

$A$ : Parámetro constante de forma no-lineal ( $-3 \leq A \leq 0$ );  $A=-3$  exponencial,  $A=0$  lineal.

$p(t)$ : Activación eléctrica o neuronal en función del tiempo (señal EMG superficial).

Cabe señalar igualmente que con el valor porcentual de la activación de cada unidad muscular es posible determinar la fuerza realizada por la misma, todo ello basado en la propiedad Fuerza - Activación del modelo muscular de Hill y la ecuación de fuerza muscular en los pseudo-modelos (Ec. 11).

---

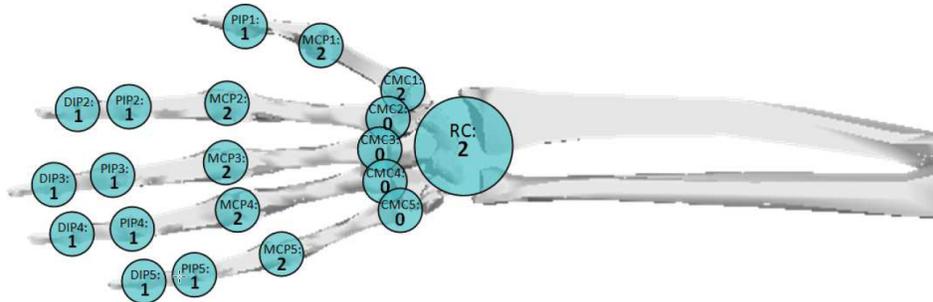
<sup>100</sup> Carlo J De Luca y col. "Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination". En: *Journal of biomechanics* 43.8 (2010), págs. 1573-1579.

**5.3.3. Articulaciones del modelo de mano** Trabajos que contemplan movimientos similares de agarre <sup>40 7</sup> establecen modelos de toda la mano, incluyendo la muñeca, estos constan de 16 articulaciones libres de fricción, algunas de ellas poseen dos grados de libertad: flexión-extensión (F-E) y abducción-aducción (A-A), o un solo grado de libertad (F-E).

Las 16 articulaciones de las cuales se componen dichos modelos se pueden ver en la Figura. 25 y son las siguientes:

- Articulación Radiocarpiana (RC): Esta articulación se sitúa en la muñeca y posee los dos grados de libertad previamente mencionados (F-E), (A-A).
- Articulación carpometacarpiana (CMC): Esta articulación posee también los dos grados de libertad mencionados solo en el pulgar <sup>56</sup>, en los otros cuatro dedos no posee ningún movimiento, también es llamada art. trapeziometacarpiana y es modelada como una articulación en silla de montar <sup>40</sup>.
- Articulaciones metacarpofalángicas (MCP): Para los cuatro dedos largos (meñique, anular, medio e índice) se consideran como articulaciones condíleas con dos grados de libertad, para el pulgar esta articulación tiene forma de bisagra teniendo igualmente dos grados de libertad.
- Articulaciones interfalángicas proximales y distales (PIP) (DIP): Para los dedos largos las PIP y DIP se consideran articulaciones en bisagra con un DOF's; para el pulgar que solo posee PIP asimismo considerada como una articulación en bisagra con un grado de libertad.

Figura 25. Articulaciones y DOF's en el modelado de mano y muñeca



Fuente: Vignais y Marin. <sup>101</sup>

A su vez las propiedades mecánicas de las mismas se pueden ver en la Tabla. 4.

Articulación	Rigidez	Amortiguamiento	Límite de rigidez
	N mm/deg	N mm s/deg	N mm/deg
RC	1.13E+4	1.13E+3	3.39E+9
CMC1	2.62	0.262	2.62E+5
MCP1	1.75	0.175	1.75E+5
MCP2	12.7	1.27	1.27E+6
MCP3	12.7	1.27	1.27E+6
MCP4	12.7	1.27	1.27E+6
MCP5	12.7	1.27	1.27E+6
PIP1	0.87	0.087	8.7E+4
PIP2	4.19	0.419	4.19E+5
PIP3	4.19	0.419	4.19E+5
PIP4	4.19	0.419	4.19E+5
PIP5	4.19	0.419	4.19E+5
DIP2	2.37	0.237	2.37E+5
DIP3	2.37	0.237	2.37E+5
DIP4	2.37	0.237	2.37E+5
DIP5	2.37	0.237	2.37E+5

Tabla 4. Propiedades mecánicas de las articulaciones. Vignais y Marin. <sup>102</sup>.

Para el modelo usado en este proyecto en específico se redujeron la cantidad de articulaciones, lo anterior debido a que el movimiento de agarre PpPinch es realizado en su totalidad por tres de los cinco dedos de la mano (pulgares, índice y medio),

esto reduce la cantidad de articulaciones del modelo a 9 con un total de 12 DOF's, sin embargo, las propiedades físicas se mantuvieron iguales a las encontradas en la literatura especializada ??.

**5.3.4. Segmentos del modelo de mano** El modelo en cuestión de la mano y el antebrazo (en su totalidad) se compone de 29 segmentos rígidos o huesos divididos de la siguiente forma:

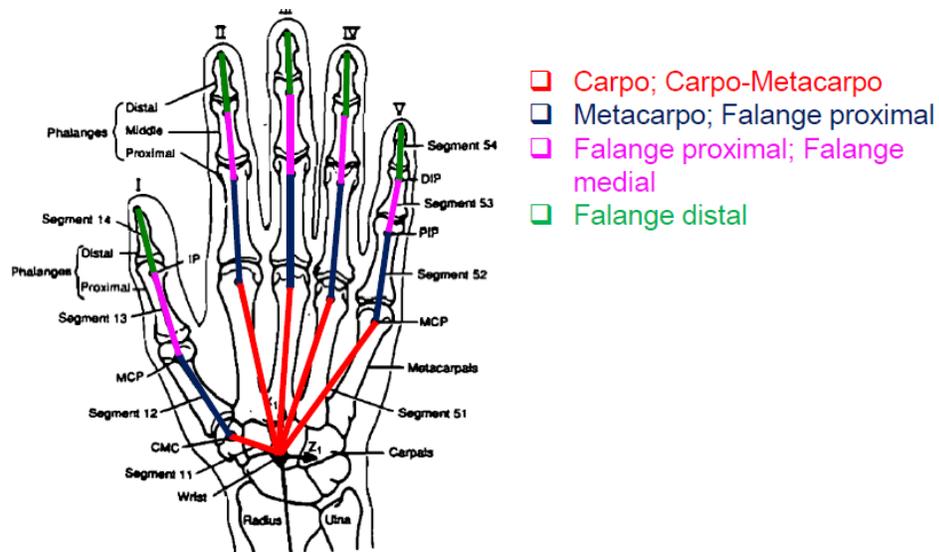
- Antebrazo: Compuesto por dos huesos (Radio y Cúbito).
- Carpo: Compuesto por 8 huesos carpianos (Fig. 9).
- Metacarpo: Compuesto por 5 huesos metacarpianos (Fig. 9)
- Falanges proximales: Cinco falanges proximales, una para cada dedo.
- Falanges mediales: Solo presentes en los dedos largos.
- Falanges distales: Las falanges distales se encuentran presentes, a diferencia que sus contrapartes mediales, en todos los dedos de la mano (Fig. 9).

El modelado de los dedos se basa en el ejemplo presentado por Goislard De Monsabert et al. <sup>40</sup> que considera a los mismos compuestos por segmentos rígidos y cuyas dimensiones son tomadas de tablas de datos antropométricos parametrizados con las longitudes características de la mano <sup>103</sup>, para el caso específico del modelo planteado los segmentos óseos se pueden observar en detalle en la Figura. 26 y el modelo contempla los de los dedos *I*, *II* y *III* (pulgar, medio e índice respectivamente).

---

<sup>103</sup> Bryan Buchholz, Thomas J Armstrong y Steven A Goldstein. "Anthropometric data for describing the kinematics of the human hand". En: *Ergonomics* 35.3 (1992), págs. 261-273.

Figura 26. Segmentos óseos constitutivos del modelo



Fuente: Buchholz et al. <sup>104</sup>

Las medidas de los segmentos calculadas con los parámetros presentados en la literatura ?? junto con las presentadas de longitud y anchura promedio de la mano de los participantes se presenta en la Tabla. 5, cabe aclarar que los segmentos se numeran de la siguiente forma, en función del dedo, de acuerdo a la convención establecida en ??:

1. Pulgar - Carpo ; Índice y Medio - Carpo-metacarpo
2. Pulgar - Metacarpo ; Índice y Medio - Falange proximal
3. Pulgar - Falange proximal ; Índice y Medio - Falange medial
4. Pulgar, Índice y Medio - Falange distal

**5.3.5. Músculos del modelo de mano** En la literatura especializada en los modelos músculo-esqueléticos de miembro superior se usan, en su gran mayoría, un

Longitud de los segmentos [cm]				
Dedo - Segmento	1	2	3	4
Pulgar (I)	1.98	4.22	3.29	2.65
Índice (II)	7.78	4.12	2.41	1.63
Medio (III)	7.50	4.47	2.86	1.81

Tabla 5. Longitud de los segmentos óseos del modelo

total de 42 unidades músculo-tendinales <sup>40 95</sup>, sin embargo también existen modelos que contemplan un total de 46 unidades ?? lo cual realmente obedece a diferencias en los DOF's considerados para cada modelo.

En el caso específico del modelo desarrollado en este trabajo el numero de unidades músculo-tendinales también se reducen en relación a los previamente referenciados, la razón de esto es la misma que el aumento de dichas unidades, no se hace necesario recurrir a tantas unidades musculares ya que los dedos inmiscuidos en el movimiento se reducen y también los DOF's del modelo. Las unidades contempladas se referencian en la Tabla 6.

En la Tabla. 6 los valores mencionados hacen referencia a:

- Abrev.: Abreviatura con la que se identifica la unidad músculo-tendinal en cuestión.
- PCSA: *Physiological Cross-Section Area* por sus siglas en inglés, corresponde al área de sección transversal que es perpendicular a la disección de las fibras musculares ?? . Los valores dados en la Tabla.6 fueron publicados por Chao et al. <sup>98</sup>.
- T.F.: Se refiere a la *Fracción de Tensión* de los músculos de la mano y antebrazo totalizados por Brand et al. <sup>33</sup>, estos valores representan porcentualmente la capacidad de tensión de los músculos de miembro superior ubicados debajo del hombro, son meramente proporcionales a los valores de PCSA y varían

Segmento	Nombre	Abrev.	PCSA [ $mm^2$ ]	T.F. [%]	$F_{max}$ [kgf]	R.L. [cm]
Antebrazo	Palmaris Longus	PL	150	1.2	6	5
	Flexor Carpi Radialis	FCR	520	4.1	20.5	5.2
	Flexor Carpi Ulnaris	FCU	1000	6.7	33.5	6.7
	Extensor Carpi Ulnaris	ECU	350	4.5	22.5	4.5
	Extensor Carpi Radialis Longus	ECRL	400	3.5	17.5	9.3
	Extensor Carpi Radialis Brevis	ECRB	490	4.2	21	6.1
Pulgar	Extensor Pollicis Brevis	EPB	130	0.8	4	4.3
	Extensor Pollicis Longus	EPL	190	1.3	6.5	5.7
	Abductor Pollicis Longus	APL	390	1.3	6.5	5.7
	Adductor Pollicis Oblique head	ADPo	90	3	15	3.6
	Adductor Pollicis Transverse head	ADPt	70	3	15	3.6
	Abductor Pollicis Brevis	APB	150	1.1	5.5	3.7
	Opponens Pollicis	OPP	280	1.9	9.5	2.4
	Flexor Pollicis Brevis	FPB	115	1.3	6.5	3.6
Índice	Flexor Pollicis Longus	FPL	510	2.7	13.5	5.9
	Extensor Digitorum Indicis	EDI	130	1	5	5
	Extensor Digitorum Communis II	EDC	110	1	5	5.5
	Ulnaris Interossei	UI	200	3.2	16	2.5
	Radial Interossei	RI	210	1.3	6.5	1.5
	Lumbrical II	LU	30	0.2	1	5.5
	Flexor Digitorum Superficialis	FDS	360	2	10	7.2
Medio	Flexor Digitorum Profundus	FDP	410	2.7	13.5	6.6
	Extensor Digitorum Communis III	EDC	170	1.9	9.5	6
	Ulnaris Interossei	UI	140	2.5	12.5	1.4
	Radial Interossei	RI	140	1.2	6	1.7
	Lumbrical III	LU	20	0.2	1	6.6
	Flexor Digitorum Superficialis	FDS	420	3.4	17	7
	Flexor Digitorum Profundus	FDP	410	3.4	17	6.6

Tabla 6. Características fisiológicas de los músculos del modelo

respecto a estos últimos si se consideran correcciones debido a la oblicuidad de las fibras musculares. Los valores dados en la Tabla.6 fueron publicados por Brand et al. <sup>33</sup>.

- $F_{max}$ : Fuerza máxima de contracción <sup>33</sup>, necesaria para la obtención de la fuerza realizada por la unidad muscular, tanto de forma activa como pasiva (Ecs. 9 y 10). Los valores dados en la Tabla.6 fueron calculados de acuerdo al procedimiento establecido en <sup>33</sup> donde menciona que aproximadamente por cada 1 % de T.F. el músculo puede generar 5 [kgf] de  $F_{max}$ .
- R.L.: Se refiere a la longitud en estado de reposo de las fibras musculares ( $l_0$ ),

requerida igualmente para el cálculo de la fuerza activa y pasiva (Ecs. 9 y 10) realizada por el músculo. Los valores tabulados fueron presentados en <sup>33</sup>.

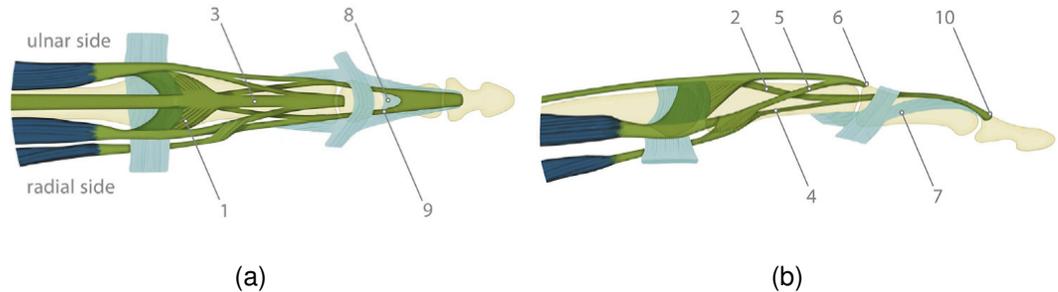
**Mecanismo extensor de los dedos** En cuanto a la definición de las unidades músculo-tendinales en miembro superior también es relevante definir el mecanismo mediante el cual se extienden y flexionan los dedos, luego en esta parte se definirá la anatomía y funcionamiento del mecanismo extensor de los dedos.

Acorde a la literatura especializada <sup>95</sup>, el mecanismo extensor de los dedos se puede asemejar a una capucha deformable de tendones provenientes de músculos extrínsecos (originados en el antebrazo) e intrínsecos (originados en la muñeca) de la mano y unas bandas tendinales que se insertan en las falanges de los dedos.

Los músculos intrínsecos y extrínsecos que componen la capucha deformable son respectivamente: Lumbricales (LU), Dorsal Interosseus (DI), Volar Interosseus (VI), Abductor Digitorum Quinti (meñique), Extensor Digitorum Communis (EDC), Extensor Digitorum Indicis (EDI) y Extensor Digitorum Quinti (meñique). Estas unidades musculares se convierten en las bandas tendinales las cuales son: Terminal Extensor (TE), Radial Band (RB), Ulnar Band (UB) y Extensor Slip (ES). En la Tabla. 10 se puede visualizar cuales músculos y tendones actúan en cada articulación de los dedos largos.

Gráficamente el mecanismo extensor de los dedos largos se puede observar en la Figura. 27, en la misma se observan los músculos en color azul oscuro, tendones en verde y ligamentos en azul claro. Las estructuras numeradas se especifican en la Tabla. 7.

Figura 27. Mecanismo extensor de los dedos largos: (a) vista dorsal, (b) vista lateral



Fuente: Dogadov et al. <sup>105</sup>

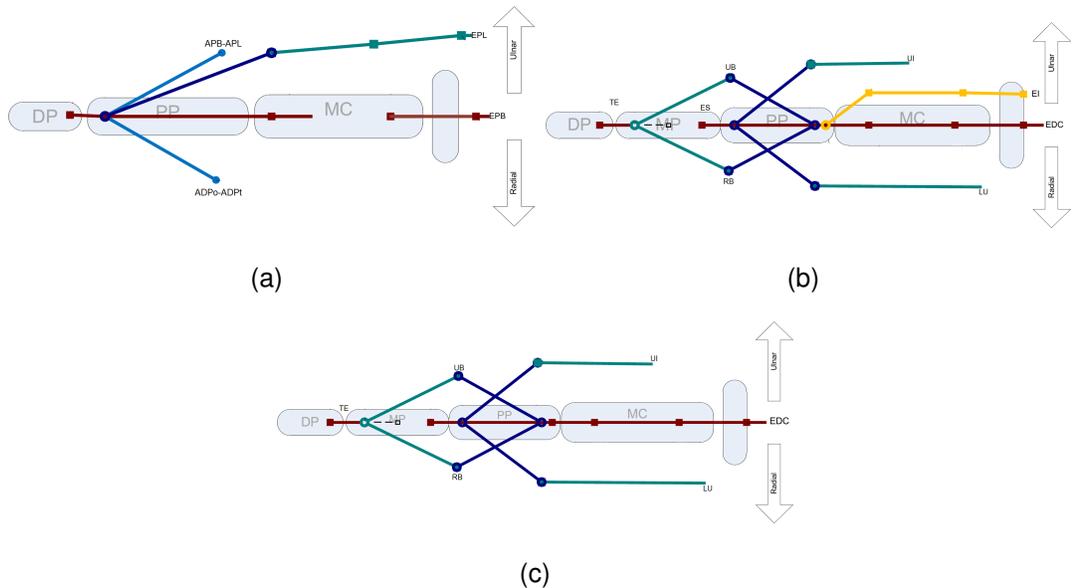
#	Nombre de elemento
1	Capucha interósea proximal, radial y ulnar
2	Banda extensora lateral, radial y ulnar
3	Banda extensora medial
4	Banda lateral interósea, radial y ulnar
5	Banda medial interósea, radial y ulnar
6	Tendón extensor medial (ES)
7	Tendón retinacular oblicuo, radial y ulnar
8	Ligamento triangular
9	Banda lateral, radial y ulnar (RB, UB)
10	Tendón terminal extensor (TE)

Tabla 7. Elementos anatómicos del mecanismo extensor de los dedos. Dogadov et al. <sup>106</sup>

Para efectos prácticos, en los modelos músculo-esqueléticos los elementos anatómicos presentados en la Figura. 27 y Tablas. 6, 7 son reducidos a un total de 6 componentes para el caso de los dedos medio (III) y anular (IV), 7 para los dedos índice (II) y meñique (V) y 4 para el caso del dedo pulgar (I); estos componentes contemplan la transición fidedigna de la anatomía del mecanismo extensor de los dedos largos a un modelo geométrico que dicte las líneas de acción de los tendones y físico-matemático que determine las fuerzas realizadas por dichos elementos. Los componentes reducidos se pueden apreciar en la Figura. 28 para los dedos que

contempla el modelo (pulgare, índice y medio).

Figura 28. Mecanismo extensor de los dedos contemplados en el modelo: (a) Dedo pulgar (I), (b) Dedo índice (II), (c) Dedo medio (III)



Fuente: Mirakhorlo et al. <sup>107</sup>

Seguidamente, el mecanismo extensor de los dedos suele ser, debido a su complejidad anatómica, parte de vital importancia en el modelado músculo-esquelético de mano, es por lo anterior que se ha estudiado en gran medida y actualmente se cuenta con ecuaciones matemáticas regentes para este mecanismo las cuales son dependientes de la geometría del movimiento y de la anatomía del mecanismo. Las Ecs. 14 y 15 publicadas en <sup>95</sup> dictan la transmisión de fuerza a lo largo de todo el mecanismo extensor de los dedos índice(II) y medio(III) los cuales son los directos involucrados en el movimiento y fueron implementadas en el modelo.

$$\begin{cases}
t_{TE} = \alpha_{RB} * t_{RB} + \alpha_{UB} * t_{UB} \\
t_{RB} = \alpha_{Ext} * (t_{1^{st}EDC} + t_{EDI}) + \alpha_{1^{st}LU} * t_{1^{st}LU} + \alpha_{1^{st}VI} * t_{1^{st}VI} \\
t_{UB} = \alpha_{EDCEDI} * (t_{1^{st}EDC} + t_{EDI}) + \alpha_{1^{st}DI} * t_{1^{st}DI} \\
t_{ES} = (0.989 - \alpha_{1^{st}DI}) * t_{1^{st}DI} + (1 - \alpha_{1^{st}LU}) * t_{1^{st}LU} + (0.016 - \alpha_{1^{st}VI}) * t_{1^{st}VI} \dots \\
\dots + (1 - 2\alpha_{EDCEDI}) * (t_{1^{st}EDC} + t_{EDI})
\end{cases}
\tag{14}$$

$$\begin{cases}
t_{TE} = \alpha_{RB} * t_{RB} + \alpha_{UB} * t_{UB} \\
t_{RB} = \alpha_{2^{nd}EDC} * t_{2^{nd}EDC} + \alpha_{2^{nd}LU} * t_{2^{nd}LU} + \alpha_{2^{nd}DI} * t_{2^{nd}DI} \\
t_{UB} = \alpha_{2^{nd}EDC} * t_{2^{nd}EDC} + \alpha_{3^{rd}DI} * t_{3^{rd}DI} \\
t_{ES} = (0.944 - \alpha_{3^{rd}DI}) * t_{3^{rd}DI} + (1 - \alpha_{2^{nd}LU}) * t_{2^{nd}LU} + (0.314 - \alpha_{2^{nd}DI}) * t_{2^{nd}DI} \dots \\
\dots + (1 - 2\alpha_{2^{nd}EDC}) * t_{2^{nd}EDC}
\end{cases}
\tag{15}$$

Donde:

$t_x$ : Tensión o fuerza en el elemento  $x$  el cual sigue la nomenclatura presentada en las Tablas. 6 y 7 para los músculos y bandas del mecanismo extensor respectivamente.

$\alpha_y$ : Factores de potencial de fuerza <sup>98</sup> del elemento  $y$ .

Los factores de potencial de fuerza son dependientes de la geometría del movimiento y sus valores fueron obtenidos de <sup>108</sup> junto con los ángulos de flexión en las articulaciones para el movimiento PpPinch calculados a partir de los datos cinemáticos. Igualmente siguen la nomenclatura presentada en las Tablas. 6 y 7 para los

---

<sup>108</sup> Anton Dogadov y col. "The biomechanical model of the long finger extensor mechanism and its parametric identification". En: *Journal of Biomechanics* 58 (2017), págs. 232-236. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2017.04.030.

músculos y bandas del mecanismo extensor respectivamente.

En lo correspondiente a los puntos de origen e inserción de las bandas tendinales del mecanismo extensor de los dedos se pueden apreciar en las Tablas. 8 y 9 para el dedo índice y medio respectivamente, estos puntos de origen e inserción son relevantes ya que los mismos dictan el "brazo de palanca" que tienen las unidades motrices o músculos respecto a la articulación que mueven, esto en la literatura especializada se denomina "potencial de momentos varía con la geometría de movimiento al igual que la capacidad de fuerza transmitida por los tendones (Ecs. 14 y 15). Los puntos de origen e inserción de las bandas tendinales para los dedos índice y medio presentadas en las Tablas. 8 y 9 se encuentran calculadas con los parámetros dados en <sup>98</sup> y con las longitudes de los segmentos constitutivos dados en la Tabla. 5, de igual forma dichos valores se encuentran referenciados con respecto a la articulación presentada en la primera columna.

Articulación	Tendón	Origen [mm]			Inserción [mm]		
		X	Y	Z	X	Y	Z
DIP	TE	0	4.72	-0.22	0.09	4.78	-0.24
PIP	RB	2.41	4.36	6.46	-2.69	4.48	5.37
	UB	2.41	3.16	-7.52	-2.69	3.64	-6.99
MCP	RI	9.64	-8.72	15.16	-7.66	-0.79	10.68
	UI	9.64	-9.13	-10.65	-7.66	-0.94	8.92

Tabla 8. Origen e inserción de los tendones del mecanismo extensor del dedo índice

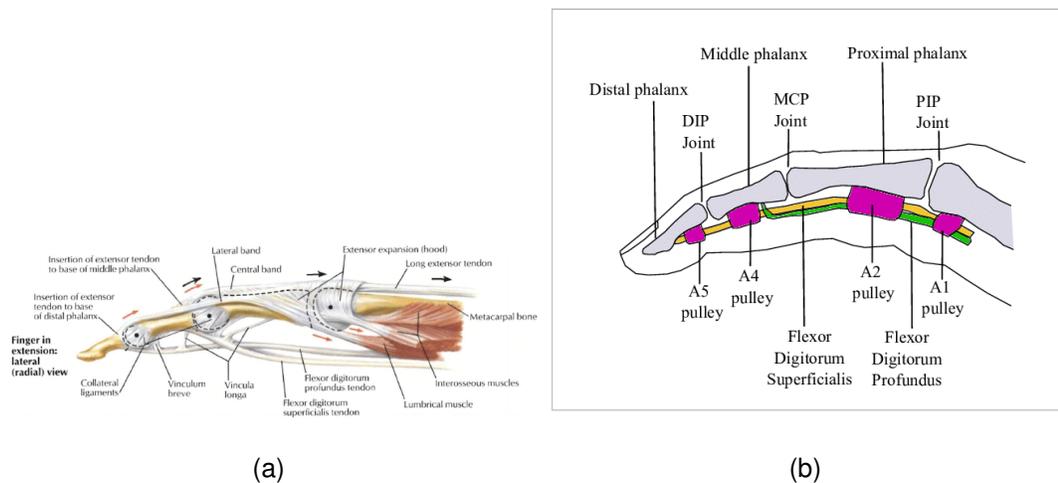
**Mecanismo flexor de los dedos** En cuanto al mecanismo flexor de los dedos, anatómicamente este es más simple que el extensor, por la misma razón su modelado es más sencillo que su contraparte extensora, el mecanismo extensor de los dedos largos tiene como músculos actuantes principalmente el FDP y FDS (Tab. 6), de igual forma en la Figura. 29 se puede observar el mecanismo flexor de los dedos, más exactamente los puntos de anclaje o inserción de los músculos mencionados,

Articulación	Tendón	Origen [mm]			Inserción [mm]		
		X	Y	Z	X	Y	Z
DIP	TE	0	4.83	-0.49	-1.03	4.49	-0.40
PIP	RB	2.86	3.77	7.49	-4.77	5.89	6.78
	UB	2.86	2.26	-8.29	-4.77	3.78	-7.49
MCP	RI	11.44	-14.27	14.04	-5.29	0.31	9.72
	UI	11.44	-5.29	-3.40	-11.01	0.31	3.86

Tabla 9. Origen e inserción de los tendones del mecanismo extensor del dedo medio

de igual forma se puede observar los denominados "pulley" las cuáles son bandas que mantienen los tendones pegados al hueso a lo largo de este último, el análisis de los mismos compone un campo de estudio aparte. Por lo tanto, la consideración de este factor excede los objetivos de este trabajo.

Figura 29. Mecanismo flexor de los dedos largos: (a) vista anatómica del mecanismo flexor, (b) vista simplificada del mecanismo flexor



Finalmente, los músculos y bandas extensoras y flexoras de los dedos largos y su influencia en las articulaciones de la mano son presentadas en la Tabla. 10, se observa que a medida que se va en dirección distal-proximal en la mano hay mayor influencia de los músculos y bandas en las articulaciones, esta información es rele-

vante para el modelo ya que gracias a ella se puede reproducir de forma fidedigna, y junto con las Ecs. 14 y 15, la anatomía de los dedos largos. De igual forma, en la Tabla. 11 se presentan los puntos de origen e inserción de los músculos extrínsecos e intrínsecos de la mano, estos siguen los ejes coordenados presentados en la Figura. 22(a), asimismo los valores presentados en la Tabla. 11 se encuentran escalados con las medidas antropométricas promedio de los participantes y todos los puntos de inserción y origen son respecto al US<sup>109</sup>.

Articulación	Índice (II)	Medio (III)	Anular (IV)	Meñique (V)
DIP	1st FDP	2nd FDP	3rd FDP	4th FDP
	1st TE	2nd TE	3rd TE	4th TE
PIP	1st FDP	2nd FDP	3rd FDP	4th FDP
	1st FDS	2nd FDS	3rd FDS	4th FDS
	1st ES	2nd ES	3rd ES	4th ES
	1st UB	2nd UB	3rd UB	4th UB
	1st RB	2nd RB	3rd RB	4th RB
MCP	1st FDP	2nd FDP	3rd FDP	4th FDP
	1st FDS	2nd FDS	3rd FDS	4th FDS
	1st LU	2nd LU	3rd LU	FDQ
	1st DI	2nd DI	4th DI	4th LU
	1st VI	3rd DI	2nd VI	ADQ
	1st EDC	2nd EDC	3rd EDC	3rd VI
	EDI			4th EDC EDQ

Tabla 10. Músculos y tendones actuantes por articulación y dedo. Vigoroux et al. <sup>110</sup>

**5.3.6. Propiedades del modelo de mano** En esta sección se condensan finalmente las propiedades de entrada al modelo músculo-esquelético planteado.

- Articulaciones del modelo: En cuanto a las articulaciones de miembro superior, más exactamente las de la mano, el modelo contempla las correspondientes a

<sup>109</sup> Ulnar Styloid - marcador 1 Fig. 22(a)

Segmento	Abrev.	Origen [mm]			Inserción [mm]		
		x	y	z	x	y	z
Antebrazo	PL	250.5	-1.9	36.8	-31.8	-25.8	56.1
	FCR	248.7	-27.9	-5.9	-52.7	-6.4	50.9
	FCU	243.9	-17.1	-16.3	-11.2	-26.2	19.4
	ECU	225.5	24.1	19.5	-42.6	-8.4	0.1
	ECRL	213.7	13.9	34.7	-40.8	3.1	56
	ECRB	148.8	15.6	34.5	-43.5	7.5	38.92
Pulgar	EPB	98.2	7.9	26.0	44.1	19.9	45.3
	EPL	166.4	23.8	2.2	60.9	11.4	22.1
	APL	187.9	20.8	14.4	-38.9	-23.1	86.25
	ADPo	-48.7	-12.3	37.4	-97.1	-7.5	89.1
	ADPt	-88.6	-3.0	34.6	-97.11	-7.5	89.1
	APB	-58.2	-21.5	42.1	-85.1	-20.2	106.5
	OPP	-29.2	-30.9	50.9	-79.7	-21.2	100.3
	FPB	-55.4	-22.4	38.1	-89.1	-24.7	96.9
FPL	65.3	-3.0	43.3	-12.8	-1.3	114.5	
Índice	EDI	130.4	18.5	2.1	57.3	3.53	20.4
	EDC	293.0	27.9	34.4	116.7	20.0	32.9
	UI	-51.2	-8.1	69.3	-140.9	0.6	72.9
	RI	-58.9	-6.5	44.0	-135.7	-2.4	51.9
	LU	-55.2	-13.9	48.3	-134.8	-3.3	77.6
	FDS	293.6	-32.9	-6.9	-191.3	-5.4	59.4
	FDP	175.5	15.1	14.2	-213.6	-7.5	59.5
Medio	EDC	293.0	27.9	34.4	116.7	20.0	32.9
	UI	-62.9	-3.9	42.8	-136.7	-0.7	46.5
	RI	-65.2	-1.0	26.7	-135.4	-6.0	24.6
	LU	-74.7	-10.9	35.9	-132.9	-4.1	50.1
	FDS	293.6	-32.9	-6.9	-201.4	-18.7	37.4
	FDP	175.5	15.1	14.2	-222.2	-38.1	32.2

Tabla 11. Origen e inserción de los músculos de la mano respecto al US

los dedos pulgar (I), índice (II) y medio (III), es decir, solo 9 articulaciones en total: CMC1, MCP1, MCP2, MCP3, PIP2, PIP3, DIP1, DIP2 y DIP3. Las propiedades relevantes en cuanto a DOF's de cada articulación y sus respectivas propiedades mecánicas se pueden ver en la Figura. 25 y la Tabla. 4.

- Segmentos del modelo: También asociados a los huesos presentes en la mano,

la forma de modelado de los mismos es de cilindros rígidos con una determinada longitud calculada a partir de los datos antropométricos promedio de los participantes, las distancias correspondientes se pueden visualizar en la Tabla. 5.

- **Músculos:** Las unidades motrices del modelo, para introducir las al mismo se requieren inicialmente los puntos de origen e inserción de los músculos y así crear el mapa anatómico (Tab. 11), igualmente gracias a la complejidad mencionada en el mecanismo extensor de los dedos largos se requieren los puntos de origen e inserción de las bandas tendinales que componen el mecanismo extensor los cuales se tabulan en las Tablas. 8 y 9 respecto a la articulación mas cercana. En cuanto a los datos fisiológicos necesarios para determinar la capacidad de fuerza tanto activa como pasiva de cada unidad muscular acorde al modelo pseudo-muscular seleccionado las propiedades se presentan en la Tabla. 6

**5.3.7. Ecuaciones del modelo de mano** En esta sub-sección se especifican las ecuaciones físico-matemáticas usadas para la obtención de resultados de fuerzas en las unidades músculo-tendinales además de fuerzas de contacto y momentos generados en las articulaciones contempladas.

Algunas de las relaciones matemáticas ya se han presentado en el documento, tal es el caso de la denominada *función costo* (Ec. 1) la cual actúa como modelo de optimización para considerar la sobre-determinación física propia del cuerpo humano y la sinergia de los músculos para realizar un determinado movimiento.

De igual forma, el modelo cuenta con el modelado de articulaciones, sus propiedades mecánicas fueron ya presentadas (Tab. 4), en cuanto al momento pasivo realizado por algunas de ellas referido en la literatura <sup>37</sup> en los dedos largos los ligamentos UB y RB del mecanismo extensor generan un momento pasivo en la ar-

articulación MCP dependiente de la posición de la misma, para ello se hace uso de la Ecuación. 2 y los ángulos de rotación de los segmentos constitutivos.

En lo referente al modelado muscular usado en este trabajo, se ha hablado anteriormente que las fuerzas en las unidades musculares se obtuvieron a partir de un pseudo-modelo aplicable a los músculos extrínsecos e intrínsecos de la mano, para ello se debió considerar la fuerza activa (Ec. 9) y la fuerza pasiva (Ec. 10), confluyendo ambos factores en la fuerza total desarrollada por el músculo (Ec. 11). Se debe agregar los datos de puntos de origen e inserción de los músculos extrínsecos e intrínsecos de la mano (Tabla. 11) ya que con estos datos se calculó la longitud instantánea del músculo y así mismo sirvió de entrada para la obtención del valor de fuerza muscular.

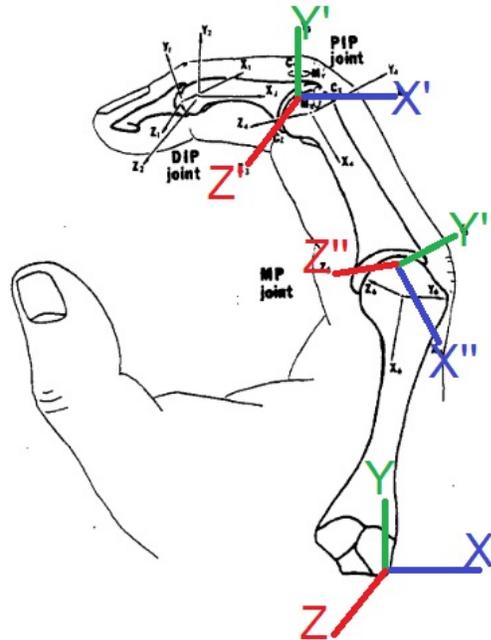
Otro factor a considerar del modelo es el mecanismo extensor de los dedos, en las Tablas. 8 y 9 se pueden ver los puntos de origen e inserción de las bandas tendinales del mecanismo extensor importantes para determinar el "potencial de momento", así mismo las ecuaciones para determinar la fuerza en estas bandas tendinales se presentan en las Ecuaciones. 14 y 15 para los dedos largos contemplados.

En conclusión, los ítems anteriores en suma con los explicados en las secciones siguientes ejemplifican de manera detallada las ecuaciones, sistemas de coordenadas y demás relaciones físico-matemáticas que fueron la base matemática del modelo.

**Sistemas de coordenadas** Primeramente, se ha mencionado un sistema de coordenadas con el cual se desarrolló el modelo, sin embargo para efectos de los resultados finales y partiendo desde los datos iniciales (datos antropométricos de los participantes, datos cinemáticos del movimiento y EMG de superficie) se hizo necesario trabajar con sistemas de coordenadas locales diferentes al global presentado anteriormente en este capítulo (Fig. 22(a)), por esta razón fue necesario evaluar a cual de los datos se debía hacer transformaciones traslacionales y/o rotacionales

con el objetivo que fueran congruentes con el GCS. Para aclarar lo anterior es pertinente presentar gráficamente los diferentes sistemas de coordenadas con los que se trabajó los cuales se pueden visualizar en la Figura. 30.

Figura 30. Sistemas de coordenadas locales y globales del modelo



Fuente: Chao et al. <sup>111</sup>

Examinando en detalle los sistemas de coordenadas presentados en la Figura. 30 se tienen tres diferentes sistemas, las diferencias entre ellos radican principalmente en su condición de traslación y/o rotación, para el caso específico de la figura referenciada el sistema (XYZ)''' se encuentra rotado, el (XYZ)' trasladado y el (XYZ) se ubica en el GCS con origen en el US <sup>112</sup>. Luego, acorde a esta figura se tienen dos sistemas de coordenadas locales (LCS) definidos por los superíndices ' y '' y un CGS definido con ningún superíndice.

<sup>112</sup> La ubicación de todos estos sistemas en la Figura. 30 es meramente gráfico

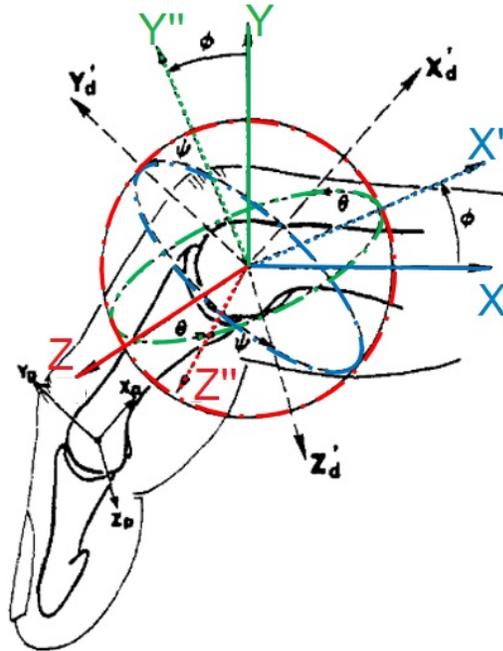
Con relación a los LCS rotados y como convertirlos en un CGS adecuado se hace necesario definir los posibles ángulos de rotación que pueden tener las articulaciones de un dedo en particular:

- Flexión-Extensión: Rotación alrededor del eje Z (rojo), rotación antihoraria para la flexión y horaria para la extensión, de ahora en adelante se le especificará con el nombre  $\phi$ .
- Aducción-Abducción: Rotación alrededor del eje Y (verde), rotación antihoraria para la abducción y horaria para la aducción, de ahora en adelante se le especificará con el nombre  $\theta$ .
- Pronación-Supinación: Rotación alrededor del eje X (azul), este movimiento no está contemplado en el modelo ya que la pronación y supinación en miembro superior se da a la altura del codo y dicho DOF no fue considerado en el modelo.

Mencionado lo anterior y ejemplificado de igual forma los ángulos de rotación en la Figura. 31, la literatura especializada ?? propone el uso de ángulos Eulerianos con una secuencia de flexo-extensión, aducción-abducción y pronación-supinación lo que resulta en una matriz de transformación en cuanto a rotaciones de la forma presentada en la Ecuación. 16.

$$[rot] = \begin{bmatrix} \cos\theta\cos\phi & \cos\theta\sin\phi & -\sin\theta \\ -\sin\phi & \cos\phi & 0 \\ \cos\phi\sin\theta & \sin\theta\sin\phi & \cos\theta \end{bmatrix} \quad (16)$$

Figura 31. Sistemas de coordenadas rotados



Fuente: Chao et al. <sup>113</sup>

De igual forma para transformaciones traslacionales se hace necesario definir una forma de realizar la equivalencia entre un LCS al GCS, para ello acorde a la bibliografía <sup>114</sup> se realiza una matriz de traslación que tiene la forma presentada en la Ecuación. 17.

$$[x] = [x'] + [x_0] \quad (17)$$

Donde:

$[x]$ : Coordenadas de un marcador en el GCS.

$[x']$ : Coordenadas de un marcador en el LCS.

---

<sup>114</sup> R.W. Soutas, D.J. Inman y D.S. Balint. *Ingeniería mecánica. Dinámica*. Cengage Learning Latin America, 2008.

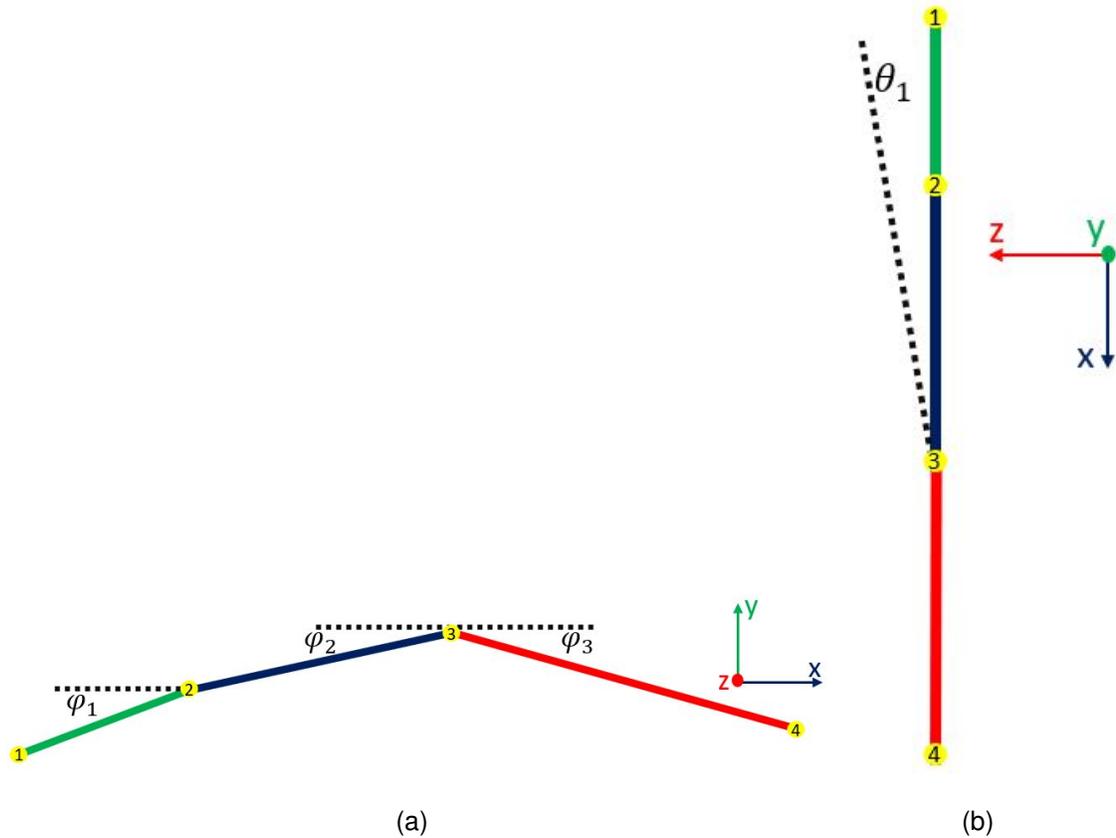
$[x_0]$ : Coordenadas de un marcador en el LCS expresadas en términos del GCS.

**Ángulos de flexión-extensión, aducción-abducción** En cuanto al cálculo de los ángulos de flexión-extensión ( $\phi$ ) y aducción-abducción ( $\theta$ ) el proceso se explica gráficamente en las Figuras. 33(a) y 33(b) respectivamente<sup>115</sup>, como se puede observar hay varios ángulos de flexión en el movimiento PpPinch dependiendo de la articulación a analizar y un ángulo único de aducción-abducción ya que este DOF solo se da en la articulación MCP.

---

<sup>115</sup> La ubicación de los marcadores es meramente gráfica y no tiene que ver con la numeración de los marcadores presentada anteriormente

Figura 32. Ángulos de movimiento en los dedos: (a) vista radial, ángulo de flexión-extensión, (b) vista dorsal, ángulo de aducción-abducción



En cuanto al cálculo de los ángulos, se realizó a partir de la geometría dada en la Figura. 32, para el caso de flexión-extensión:

$$\phi_1 = \arcsin \frac{Y_1^{i+1} - Y_1^i}{L_{12}} \quad \phi_2 = \arcsin \frac{Y_2^{i+1} - Y_2^i}{L_{23}} \quad \phi_3 = \arcsin \frac{Y_4^{i+1} - Y_4^i}{L_{34}} \quad (18)$$

Donde:

$\phi_1$ : Ángulo de flexión de la articulación PIP.

$Y_1^{i+1}$ : Posición en Y del marcador localizado en 1 en el instante  $i + 1$ .

$Y_1^i$ : Posición en Y del marcador localizado en 1 en el instante  $i$ .

$L_{12}$ : Longitud del segmento comprendido entre los marcadores posicionados en 1 y 2.

$\phi_2$ : Ángulo de flexión de la articulación MCP en dirección distal.

$Y_2^{i+1}$ : Posición en Y del marcador localizado en 2 en el instante  $i + 1$ .

$Y_2^i$ : Posición en Y del marcador localizado en 2 en el instante  $i$ .

$L_{23}$ : Longitud del segmento comprendido entre los marcadores posicionados en 2 y 3.

$\phi_3$ : Ángulo de flexión de la articulación MCP en dirección proximal.

$Y_4^{i+1}$ : Posición en Y del marcador localizado en 4 en el instante  $i + 1$ .

$Y_4^i$ : Posición en Y del marcador localizado en 4 en el instante  $i$ .

$L_{34}$ : Longitud del segmento comprendido entre los marcadores posicionados en 3 y 4.

Para el análisis de los movimientos de aducción-abducción que se dan en la MCP se tiene:

$$\theta_1 = \arcsin \frac{Z_1^{i+1} - Z_1^i}{L_{13}} \quad (19)$$

Donde:

$\theta_1$ : Ángulo de abducción de la articulación MCP.

$Z_1^{i+1}$ : Posición en Z del marcador localizado en 1 en el instante  $i + 1$ .

$Z_1^i$ : Posición en Z del marcador localizado en 1 en el instante  $i$ .

$L_{13}$ : Longitud del segmento comprendido entre los marcadores posicionados en 1 y 3.

Como se puede observar, las Ecuaciones. 18 y 19 dan como resultado los ángulos de entrada a la matriz de rotación presentada en la Ec. 16, esta matriz de rotación funciona tanto para la transformación rotacional de los LCS posicionados en cada uno de los segmentos constitutivos como en el cálculo de los puntos de origen e inserción instantáneos de los músculos extrínsecos e intrínsecos.

**Equilibrio mecánico** En esta sub-sección se especifican las ecuaciones matemáticas correspondientes al equilibrio mecánico que establece que las fuerzas externas, las cuales generan momentos articulares, son compensadas por las fuerzas producidas por las unidades músculo-tendinales. La forma general matricial de las ecuaciones de equilibrio mecánico se presenta en la Ec. 20.

$$[R] \times \{t\} + \{m_L\} + \{m_F\} = 0 \quad (20)$$

Donde:

$[R]$ : Es una matriz de dimensión DOFs (12)  $\times$  unidades musculares (28).

$\{t\}$ : Es un vector columna de la misma dimensión que la cantidad de unidades músculo-tendinales (28) y contiene las incógnitas de las fuerzas desarrolladas por los músculos.

$\{m_L\}$ : Es un vector columna de dimensión unidades músculo-tendinales (28), que contiene los momentos generados de manera pasiva por las bandas ligamentarias UL y RL.

$\{m_F\}$ : Es un vector columna que contiene los momentos generados por las fuerzas externas en cada uno de los DOFs considerados, incluye fuerzas de peso de la mano y la muñeca.

A continuación se presentan en detalle las operaciones matriciales derivadas de la Ec. 20 para cada uno de los tres dedos considerados en el modelo.

Pulgar.

$$\begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & \dots & r_{19} \\ r_{21} & r_{22} & \dots & r_{29} \\ r_{31} & r_{32} & \dots & r_{39} \\ r_{41} & r_{42} & \dots & r_{49} \end{bmatrix}^P \times \begin{Bmatrix} t_{FPB} \\ t_{FPL} \\ t_{APL} \\ t_{ADP_o} \\ t_{ADP_t} \\ t_{APB} \\ t_{OPP} \\ t_{EPB} \\ t_{EPL} \end{Bmatrix} + \begin{Bmatrix} Mz_{H-E}^P \\ 0 \\ Mz_{RB}^P + Mz_{UB}^P \\ My_{RB}^P + My_{UB}^P \end{Bmatrix} + \begin{Bmatrix} Mz_{Fexter|DIP}^P \\ Mz_{Fexter|PIP}^P \\ Mz_{Fexter|MCP}^P \\ My_{Fexter|CMC}^P \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (21)$$

Índice.

$$\begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & \dots & r_{17} \\ r_{21} & r_{22} & \dots & r_{27} \\ r_{31} & r_{32} & \dots & r_{37} \\ r_{41} & r_{42} & \dots & r_{47} \end{bmatrix}^I \times \begin{Bmatrix} t_{1^{st}FDP} \\ t_{1^{st}FDS} \\ t_{1^{st}LU} \\ t_{1^{st}DI} \\ t_{1^{st}VI} \\ t_{1^{st}EDC} \\ t_{1^{st}EDI} \end{Bmatrix} + \begin{Bmatrix} Mz_{H-E}^I \\ 0 \\ Mz_{RB}^I + Mz_{UB}^I \\ My_{RB}^I + My_{UB}^I \end{Bmatrix} + \begin{Bmatrix} Mz_{Fexter|DIP}^I \\ Mz_{Fexter|PIP}^I \\ Mz_{Fexter|MCP}^I \\ My_{Fexter|MCP}^I \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{Bmatrix} \quad (22)$$

Medio.

$$\begin{bmatrix} r_{11} & r_{12} & \dots & r_{16} \\ r_{21} & r_{22} & \dots & r_{26} \\ r_{31} & r_{32} & \dots & r_{36} \\ r_{41} & r_{42} & \dots & r_{46} \end{bmatrix}^M \times \begin{bmatrix} t_{2^{nd}FDP} \\ t_{2^{nd}FDS} \\ t_{2^{nd}LU} \\ t_{2^{nd}DI} \\ t_{2^{nd}DI} \\ t_{2^{nd}EDC} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} Mz_{H-E}^M \\ 0 \\ Mz_{RB}^M + Mz_{UB}^M \\ My_{RB}^M + My_{UB}^M \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} Mz_{Fexter|DIP}^M \\ Mz_{Fexter|PIP}^M \\ Mz_{Fexter|MCP}^M \\ My_{Fexter|MCP}^M \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix} \quad (23)$$

En las Ecuaciones. 21, 22 y 23 los valores mostrados se entienden de la siguiente forma:

$r_{ij}$ : Potencial de momento del músculo requerido, esta matriz se construyó a partir de los datos de origen e inserción presentados en la Tablas. 8, 9 y 11.

$t_k$ : Tensión o fuerza generada en la unidad músculo-tendinal  $k$ .

$M(y, z)_X^{(P,I,M)}$ : Momento pasivo en dirección  $y$  ó  $z$ , para el dedo pulgar(P), índice(I) ó medio(M), y debido a hiper-extensión(H-E) ó a las bandas tendinales RB y UB.

$M(y, z)_{Fexter|(X)}^{(P,I,M)}$ : Momento generado en dirección  $y$  ó  $z$ , en la articulación  $X$  debido a las fuerzas externas ( $F_{exter}$ ), para el dedo pulgar(P), índice(I) ó medio(M).

**Fuerzas articulares** Una vez fueron calculadas las tensiones o fuerzas generadas por las unidades músculo-tendinales mediante las Ecuaciones. 21, 22 y 23 en conjunto con el proceso de optimización estática para contemplar la sinergia muscular (Ec. 1) los datos generados son entrada a la función de cálculo de las fuerzas articulares, para ello se usó relaciones presentadas en trabajos que contemplan este factor <sup>40</sup>.

$$\vec{F}_{art,j} + \sum_m \vec{t}_m + \sum_p \vec{F}_{ext,p} + \sum_l \vec{F}_{lig,l} = 0 \quad (24)$$

Donde:

$\vec{F}_{art,j}$ : Fuerza en la articulación  $j$ .

$\vec{t}_m$ : Fuerza en el músculo  $m$ .

$\vec{F}_{ext,p}$ : Fuerza externa aplicada en el punto  $p$  del dedo, para el caso específico la única fuerza externa actúa en el extremo distal de la última falange ó extremo del dedo.

$\vec{F}_{lig,l}$ : Fuerza pasiva generada por los ligamentos actuantes en la articulación MCP de los dedos.

#### **5.4. VALIDACIÓN.**

Como se mencionó anteriormente, esta etapa final corresponde a una validación de los resultados obtenidos mediante el modelo de miembro superior detallado para el agarre PpPinch. Esta validación se realiza en tres etapas las cuales son:

- Comparación Experimental-Modelo: Como su nombre lo indica, se contrastan los resultados con los obtenidos mediante la misma experimentación, para el caso específico, los de EMG superficial con los calculados con el modelo en aquellas unidades músculo-tendinales coincidentes.
- Comparación con la Literatura: En esta sección se contrastan los resultados obtenidos con los presentados por autores reconocidos con aportes relevantes en el campo del modelado músculo-esquelético de miembro superior.
- Análisis de Resultados: Finalmente ya teniendo un panorama tanto local (comparación experimental-modelo) como global (comparación con la literatura) en este ítem se realiza un análisis de los resultados destacando aquellas discrepancias existentes en ambos entornos ofreciendo posibles explicaciones a dichos casos.

## 6. RESULTADOS

### 6.1. FUERZAS DE AGARRE.

Los primeros resultados obtenidos de forma experimental fueron los de fuerza de agarre para el PpPinch, esta fuerza se refiere a la generada en la punta de los tres dedos involucrados en el movimiento y a su vez fue medida con el sensor de presión Tekscan 4000 (Fig. 24).

Se presentan a continuación los valores promedios y sus respectivas  $SD^{116}$  de todas las pruebas de agarre para los 7 participantes que realizaron el movimiento de PpPinch.

En la Figura. 33 se puede observar en el eje de las abscisas el número de participante con el cual se identifican los voluntarios acorde a la nomenclatura presentada en la Tabla. 2 y en el eje de las ordenadas la fuerza pico registrada.

La fuerza pico promedio de agarre PpPinch medida en la punta de los dedos involucrados fue de  $F_{prom} = 126.2 \pm 8.6[N]$ . Esta fuerza es la fuerza externa medida en dirección Y (en el GCS) y así mismo funcionó como dato de entrada en el modelo, principalmente para la Ecuación. 24.

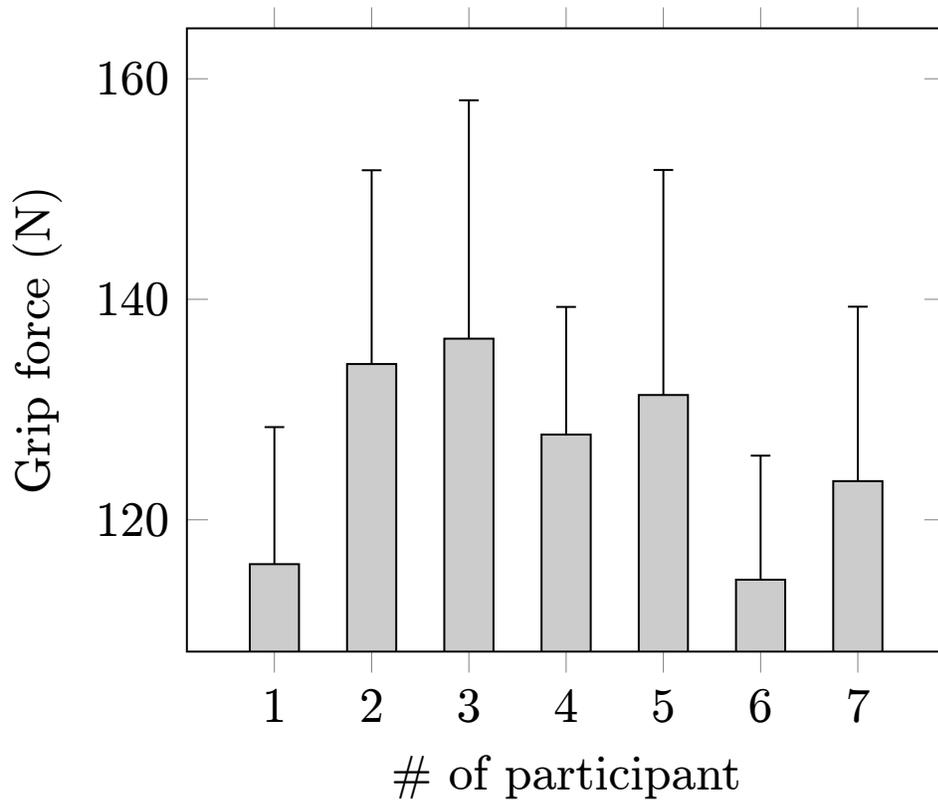
### 6.2. EMG SUPERFICIAL.

Como se mencionó anteriormente, datos de activación muscular durante el agarre PpPinch fueron tomados para 6 unidades musculares extrínsecas inmiscuidas en el movimiento de miembro superior, luego mediante el tratamiento especificado de dicha señal y teniendo en cuenta la Ecuación. 13 fue posible obtener el porcentaje

---

<sup>116</sup> Desviación estándar

Figura 33. Fuerza promedio de agarre



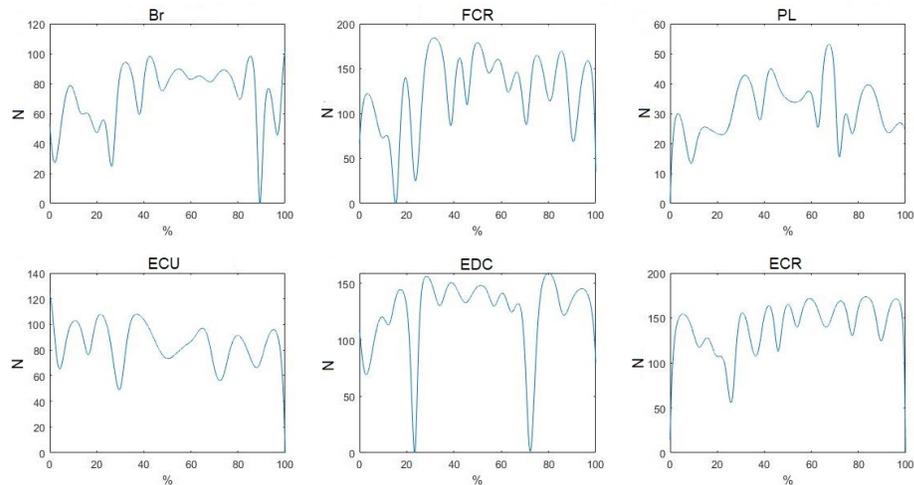
de activación muscular instantáneo de las unidades consideradas.

Luego los valores de fuerza total generada por dichas unidades musculares ( $F_t$ ) calculadas mediante el pseudo-modelo muscular usado (Ecs. 9, 10 y 11) se presentan en forma de gráfica en la Figura. 34.

Cabe aclarar que para los cálculos de las fuerzas instantáneas activas (Ec. 9) y pasivas del músculo (Ec. 10) fue necesario obtener la longitud instantánea de las fibras ( $l$ ) lo cual se realizó mediante los puntos de origen e inserción de las unidades musculares (Tabla. 11) y la cinemática captada del movimiento. De igual forma, el porcentaje de activación muscular ( $a(t) = c$ ) fue obtenido a partir de los datos captados mediante los electromiografos inalámbricos FREEEMG 1000 y su respectivo tratamiento.

Se observan valores pico máximo de fuerza para el Brachioradialis de 113.8 [N], en

Figura 34. Fuerza total calculada a partir de EMG superficial



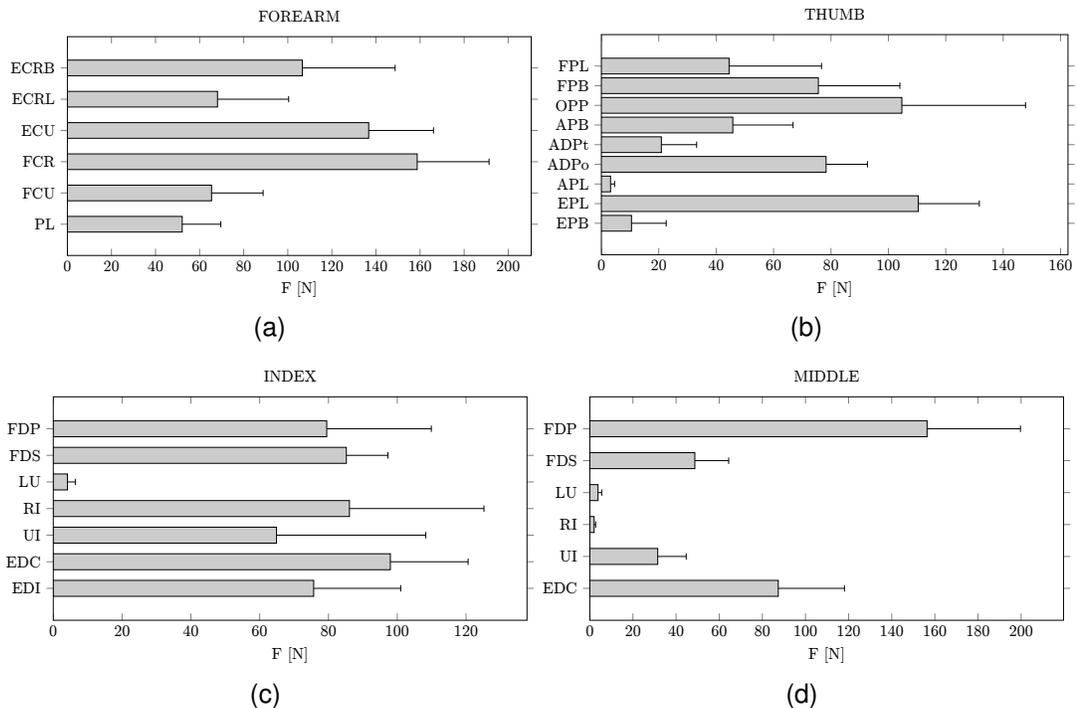
el caso del Flexor carpi radialis 189.6 [N], referente al Palmaris Longus 56.9 [N], en cuanto al Extensor carpi ulnaris 221.1 [N], para el Extensor digitorum communis 74.6 [N] y finalmente para el Extensor carpi radialis 184.9 [N].

### 6.3. FUERZAS MÚSCULO-TENDINALES.

En esta sección se presentan los resultados obtenidos a partir del modelo de las fuerzas generadas en las unidades músculo-tendinales tanto para los músculos extrínsecos como los intrínsecos, estos valores se contrastan con los presentados en el ítem anterior para aquellas unidades que coinciden con la totalidad de músculos contemplados. A continuación se presentan los datos de fuerzas generadas por las 28 unidades músculo-tendinales en forma de gráficas y discriminadas por segmentos: antebrazo, pulgar, índice y medio.

Los resultados presentados en la Figura. 35 son los valores picos obtenidos acorde a los datos cinemáticos de las pruebas realizadas, se obtuvieron mediante la resolución del modelo músculo-esquelético planteado.

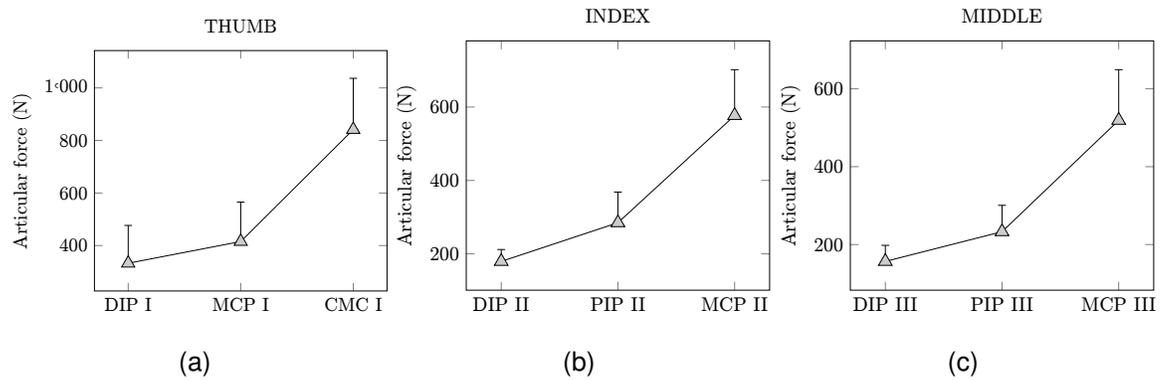
Figura 35. Fuerza unidades músculo-tendinales obtenidas mediante el modelo: (a) Antebrazo, (b) Pulgar, (c) Índice, (d) Medio



#### 6.4. FUERZAS ARTICULARES.

En lo referente a las fuerzas articulares calculadas con el modelo presentado, a continuación se presentan de forma gráfica dichos valores discriminados por dedo y articulación, cabe aclarar que solo se presentan datos de 9 de las 11 articulaciones de las que se componen los tres dedos inmiscuidos en el movimiento de agarre PpPinch (Fig. 25), esto se debe a que para las articulaciones carpo-metacarpianas (CMC) de los dedos índice y medio por su característica propia de no ser móviles (DOF's=0), razón por la cual no son móviles, lo que imposibilita el cálculo de su cinemática concluyendo en la no obtención de fuerzas momentos y fuerzas generadas en estas articulaciones para los dedos largos.

Figura 36. Fuerzas articulares obtenidas mediante el modelo: (a) Pulgar, (b) Índice, (c) Medio

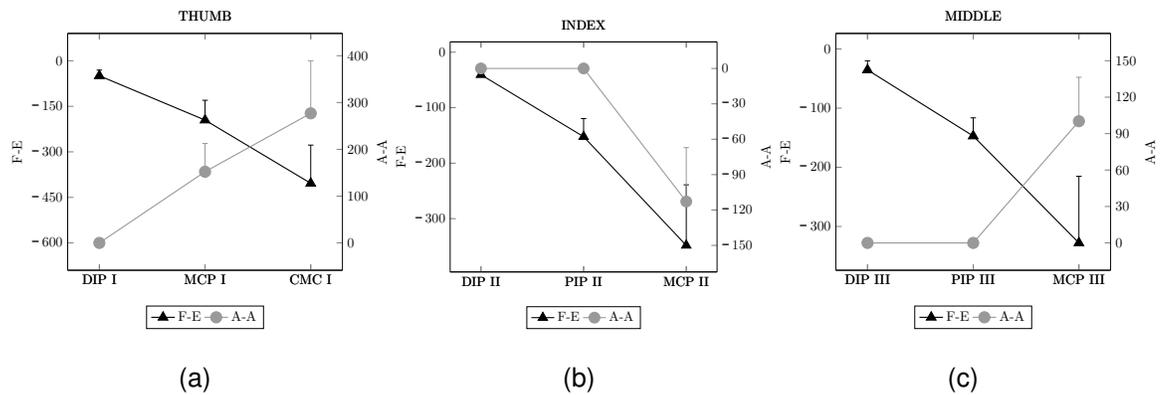


Al igual que en ítem inmediatamente anterior en la Figura 36 se presentan los valores picos obtenidos discriminados por dedo y articulación siendo la más distal del segmento la que se encuentra a la izquierda y la proximal a la derecha en las gráficas.

### 6.5. MOMENTOS ARTICULARES.

Para los momentos articulares se presentan igualmente los valores picos de los resultados obtenidos mediante el modelo para el agarre PpPinch, sin embargo se discriminan en una misma gráfica datos de momento para la flexo-extensión (F-E) y la aducción-abducción de la articulación (A-A). En las gráficas se puede visualizar mediante código de colores la diferenciación de estos dos momentos ortogonales entre sí, para más detalle sobre estos movimientos ver la sección de Modelado.

Figura 37. Momentos articulares obtenidos mediante el modelo: (a) Pulgar, (b) Índice, (c) Medio



En la Figura. 37 se observan los valores picos para F-E y para A-A. Luego, teniendo en cuenta que hay articulaciones tales como DIP y PIP las cuales no les es posible realizar movimientos de A-A, se presentan a continuación los valores numéricos netos obtenidos, estos son diferentes a los presentados en la Figura. 37 en algunos casos ya que corresponden a la suma pitagórica de los dados en la gráfica (valor neto).

## 7. ANÁLISIS DE RESULTADOS

Primeramente, se comparan los resultados de fuerzas músculo-tendinales obtenidos con el modelo músculo-esquelético planteado con los datos de EMG superficial tratados y presentados en su formato final en la Figura. 34. Las unidades músculo-tendinales a las cuales les fue medida su activación mediante EMG superficial y que coinciden con las usadas en el modelo son las siguientes:

- **Palmaris Longus (PL):** Acorde a la activación muscular el valor pico registrado fue de  $56.9[N]$  y el resultado obtenido mediante el modelo fue de  $52.1 \pm 17.5[N]$  lo que se traduce en un porcentaje de diferencia de  $9.2\%$ . El error RMSPE para esta unidad músculo-tendinal entre los resultados del modelo y la estimación mediante EMG es de  $11.3\%$ .
- **Flexor Carpi Radialis (FCR):** La fuerza pico según la activación registrada mediante EMG tuvo un valor de  $189.6[N]$ , contrastado con el resultado del modelo el cual fue  $177.7 \pm 32.6[N]$ , es decir, un  $6.7\%$  de porcentaje de diferencia. El error RMSPE para esta unidad músculo-tendinal entre los resultados del modelo y la estimación mediante EMG es de  $9.4\%$ .
- **Extensor Carpi Ulnaris (ECU):** Según la activación superficial EMG la fuerza pico fue de  $221.1[N]$ , el modelo dio como resultado un valor de  $136.7 \pm 29.4[N]$  con un porcentaje de diferencia de  $61.7\%$ . El error RMSPE para esta unidad músculo-tendinal entre los resultados del modelo y la estimación mediante EMG es de  $57.1\%$ .
- **Extensor Carpi Radialis (ECR):** El resultado obtenido con EMG superficial fue de  $184.9[N]$  mientras que mediante el modelo fue  $68.1 \pm 32.3[N]$  para el ECRL y  $106.6 \pm 42.1[N]$  en el ECRB, para un porcentaje de diferencia de  $5.8\%$ . El error

RMSPE para esta unidad músculo-tendinal entre los resultados del modelo y la estimación mediante EMG es de 6.9 %.

- Extensor Digitorum Communis (EDC): Mediante EMG superficial se obtuvo un valor de fuerza pico de 74.6[N] y por modelo el resultado fue  $98.0 \pm 22.6$ [N] para el dedo índice y  $87.4 \pm 30.7$ [N] para el medio, para traducirse en un 19.5 % de porcentaje de error. El error RMSPE para esta unidad músculo-tendinal entre los resultados del modelo y la estimación mediante EMG es de 10.4 %.

Cabe aclarar en este punto que los errores de los valores picos aunque son altos ( $\% \bar{e} = 20.6 \%$ ) realmente hay 4 de las 5 unidades que no superan el 20 %, únicamente en el caso del ECU se alcanza un valor en el porcentaje de error pico de 61.7 %, esto se debe a dos factores principalmente, el primero de ellos es anatómico ya que, el ECU tiene su origen e inserción anatómico, como se puede evidenciar en la Figura. 23(b) en el epicóndilo lateral del húmero y se inserta en la base del quinto hueso metacarpiano (dedo meñique), lo que significa que, transcurre a lo largo y ancho del antebrazo originándose en el plano medial-proximal e insertándose en el lateral-distal, sumado al hecho que su zona óptima de medición de activación EMG (zona media del músculo) se encuentra próxima a la del EDC dificultando así el posicionamiento del electrodo de medición EMG.

La segunda razón para el comportamiento de los datos obtenidos con el modelo para el ECU corresponde a factores bio-mecánicos de la acción del músculo, este músculo tiene doble función de realizar una desviación ulnar de la muñeca (aducción) y extensión de la misma en conjunto con el ECRB y ECRL, para el caso específico del movimiento PpPinch no se realiza movimiento de aducción de la muñeca pero si una extensión de la misma lo que significa que el ECU actúa en sinergia con el ECRB y ECRL pero no en su movimiento predilecto lo cual influye en su activación y por lo tanto en su medición EMG.

En cuanto a la otra unidad músculo-tendinal que presentó valores con un porcentaje

de error superior al 10 % denominada como Extensor Digitorum Communis (EDC) el cual es un músculo cuyo origen anatómico, al igual que el ECU, es en el epicóndilo lateral del húmero pero se inserta en las falanges proximales de los 4 dedos largos después de dividirse en 4 tendones individuales, es decir, la acción de este músculo no es individual para un dedo largo en particular, su contracción genera principalmente extensión de dichos dedos en las articulaciones meta-carpo falángicas (MCP) y en las proximales inter-falángicas (PIP), en menor medida igualmente contribuye en la extensión de la muñeca, luego en el movimiento PpPinch este músculo actúa como agonista (a favor del movimiento) y antagonista (en contra del movimiento) al mismo tiempo, ya que realiza la extensión en MCP II - PIP II - MCP III y PIP III pero a su vez debe oponerse a la flexión de MCP IV - PIP IV - MCP V y PIP V razón por la cual la medida EMG de este músculo difiere en un porcentaje mayor al 10 % con respecto al valor obtenido mediante el modelo.

En cuanto al error RMPSE entre los valores de fuerza muscular calculados a partir de los datos EMG superficial y los obtenidos con el modelo se denota un error RMPSE promedio de ( $\% \bar{e}_{RMPSE} = 19.0\%$ ) siendo nuevamente el ECU la única unidad músculo tendinal con un RMPSE mayor al 50 %. Esto también es una consecuencia de los dos factores mencionados en párrafos anteriores.

Contrastando los resultados obtenidos el modelo músculo-esquelético con los hallados en la literatura consultada, en cuanto a las fuerzas músculo-tendinales, no se encontró referencia bibliográfica alguna que discriminara este factor para algún agarre tipo pinza, no obstante, existen trabajos que detallan valores de fuerzas generadas por las unidades músculo-tendinales extrínsecas e intrínsecas del miembro superior para otros tipos de agarre, en particular el "Power Grip"ó agarre cilíndrico, el cual es la variación de agarre manual capaz de generar la mayor fuerza prensil

El trabajo publicado por Monsabert et al.<sup>40</sup> presenta datos de fuerzas generadas en las unidades músculo-tendinales extrínsecas e intrínsecas de miembro superior para el agarre "Power Grip", entre los datos presentados en dicho trabajo destaca que la unidad que mayor fuerza genera es el OPP del pulgar con  $358.6 \pm 43.1[N]$ , además de ello hay unidades extrínsecas como PL, FCR y FCU que no generan fuerza para el agarre mencionado y unidades intrínsecas como LU (índice y medio) y RI (medio) que igualmente no generan fuerza activa.

Claramente es de esperar que existan diferencias entre los valores presentados en<sup>40</sup> y los obtenidos en este trabajo, principalmente porque la cinemática de los movimientos es distinta, sin embargo, cabe resaltar que los valores numéricos obtenidos mediante el modelo generado y los publicados no difieren en mayor medida ( $\%dif \leq 15\%$ ). Se denota que aquellas unidades musculares mayormente activas en un agarre de tipo PpPinch son músculos extrínsecos, en términos porcentuales estas unidades ubicadas en el antebrazo realizan en conjunto un total de  $587.6[N]$  lo que equivale a un  $30.8\%$  de la fuerza total de todas las unidades músculo-tendinales obtenidas con el modelo.

Referente a los dedos pulgar e índice los músculos del modelo ambos totalizan  $493.9[N]$  y  $493.5[N]$  respectivamente lo que se traduce en el  $25.9\%$  de toda la fuerza generada. Igualmente las unidades del dedo medio suman  $329.8[N]$  equivalente al  $17.3\%$  del total. Lo anterior significa que las unidades extrínsecas son las de mayor activación, esto concuerda con los datos presentados en la Tabla. 6 donde los músculos capaces de generar mayor fuerza de contracción ( $F_{max}$ ) se ubican en el antebrazo.

---

<sup>117</sup> Tove Nilsen y col. "Grip force and pinch grip in an adult population: reference values and factors associated with grip force". En: *Scandinavian journal of occupational therapy* 19.3 (2012), págs. 288-296.

Ahora bien en los resultados de fuerzas generadas por las unidades musculares resalta el hecho que para el EPB el valor pico promedio ( $10.5[N]$ ) es menor que su  $SD^{118}$  ( $12.1[N]$ ), esta condición estadística refleja distorsión para el cálculo de la fuerza generada por este músculo en el movimiento PpPinch por presencia de puntuaciones extremas, valores extremos (outliers) y distribuciones sesgadas, es decir, la cinemática del movimiento en conjunto con la acción propia del EPB de extender la falange proximal del pulgar y aislar la acción de la misma de la falange distal del pulgar generan que el procesamiento de los datos de entrada en el modelo arroje esta peculiaridad estadística, este fenómeno se puede apreciar igualmente en otros trabajos de modelado músculo-esquelético de mano <sup>40</sup>.

Cabe mencionar igualmente en las fuerzas músculo-tendinales que hay ciertas unidades para las cuales el modelo arrojó valores de fuerza generada mayores que en <sup>40</sup>, en concreto estas unidades son PL, FCR, FCU, ECU, ECRL, ECRB y EDC I. Para el PL este músculo en el trabajo de Monsabert et al. no genera fuerza para el "Power Grip", la razón es que este músculo esta ausente en alrededor del 14% de la población mundial y este factor es considerado por el autor, para el FCR y FCU el movimiento PpPinch del estudio tiene una leve extensión de la muñeca a diferencia del "Power Grip", estos dos músculos actúan como antagonistas a la extensión de la muñeca. El ECRL y ECRB tienen una generación mayor de fuerza acorde al modelo planteado que el registrado en <sup>40</sup> ya que, en el PpPinch se tiene una extensión de la muñeca realizada principalmente en el papel de agonistas por estos dos músculos, igualmente, el ECRL y ECRB tienen una participación en la flexión del codo, aunque este DOF no está contemplado en este modelo. Por último para el EDC I, el valor mayor indica que para el agarre PpPinch el dedo índice tiene una flexión mayor que en el "Power Grip" la cual debe ser contrarrestada por los músculos extensores.

---

<sup>118</sup> desviación estándar

Seguidamente, en cuanto a los resultados de fuerza de agarre registrados en la fase experimental para el PpPinch se denota una gran cercanía entre los datos recabados, acorde a la Figura. 33 se observa que el participante 3 y 6 tienen las fuerzas prensil promedio mayor y menor respectivamente, sin embargo, la diferencia entre ellas no supera los  $22[N]$  lo cual corresponde al 17% del valor pico promedio de todos los participantes.

De igual forma el valor pico promedio registrado en las pruebas ( $126.2 \pm 8.6[N]$ ) comparado con estudios donde se han registrado datos de fuerza prensil <sup>7</sup> <sup>117</sup> es posible validar el procedimiento usado, en <sup>7</sup> se efectuaron agarres pinza simple (dedos pulgar é índice) registrando en 10 voluntarios masculinos de lateralidad diestra un valor promedio de  $132.5 \pm 26.5[N]$  especificándose que tanto pulgar como índice ejercen la mitad de esta fuerza  $66.2[N]$  concentrada en la punta de dichos dedos. En otros experimentos mas detallados como el presentado en <sup>117</sup> presentan valores promedio, para el grupo poblacional contemplado en este estudio (30-39 años) de  $85 \pm 21[N]$ .

En conclusión, los datos tomados presentan valores promedio menores que en <sup>7</sup> pero mayores que en <sup>117</sup>, la causa principal de esto es la diferencia en el movimiento registrado, en ninguno de los artículos nombrados se realiza propiamente un agarre PpPinch, de igual forma en <sup>117</sup> se realiza un agarre tipo pinza con brazo a media pronación lo cual explica que el valor promedio sea menor que en <sup>7</sup> siendo movimientos iguales en cuanto a la acción prensil.

Para las fuerzas articulares mediante la investigación realizada se encontraron trabajos que analizan este factor para agarre manual tipo pinza, cabe mencionar que los agarres analizados que se encuentran en la literatura son principalmente agarres de pinza simples o agarres laterales los cuales son diferentes al PpPinch, no obstante, uno de los trabajos que funciona como guía para comparar es el publicado por Monsabert et al. <sup>7</sup>, en esta publicación se observa que un agarre tipo pinza

simple. Más allá de los resultados numéricos de fuerzas articulares dados en <sup>7</sup> el comportamiento de las mismas en dirección distal-proximal en los dedos recalca que en el agarre tipo pinza simple la fuerza articular aumenta en articulaciones más proximales, esto se traduce en cargas mayores en las MCP y menor en la DIP comportamiento que se replica en los resultados presentados en la Figura. 36 y según el mismo autor dichas articulaciones proximales se encuentran mas propensas a sufrir MSDs como la OA.

Los momentos articulares obtenidos con el modelo de igual forma se pueden contrastar con los publicados en <sup>7</sup>, para este caso en el artículo se muestran valores numéricos detallados de los momentos articulares obtenidos por los autores, en lo referente a los valores numéricos pico de momento articular se dan en el pulgar en la articulación CMC I o también llamada TMC con un valor pico de  $-483.3 \pm 140.5 [N * cm]$  en F-E (rotación alrededor de Z) y  $287.4 \pm 128.1 [N * cm]$  en A-A (rotación alrededor de Y).

Para el otro dedo analizado en este estudio (dedo índice) igualmente se presenta el valor pico de momento articular en la MCP II con  $-364.6 \pm 106.2 [N * cm]$  en F-E, y para el caso de A-A igualmente en la MCP II se refiere un momento de  $-120.0 \pm 53.8 [N * cm]$ , cabe mencionar igualmente que esta es la única articulación en los dedos largos con dos DOF's (F-E y A-A).

En cuanto al comportamiento del momento articular tanto en el pulgar como en el índice acorde con <sup>7</sup> al igual que la fuerza, aumenta en dirección distal-proximal tanto en F-E como A-A. Luego contrastado este patrón con el presentado en la Figura. 37 se observa un comportamiento similar al dado por el autor citado. Finalmente, los valores numéricos obtenidos con el modelo trabajado enfrentados a los publicados en <sup>7</sup> son en su gran mayoría menores a los presentados en el artículo, lo anterior se debe a la naturaleza del agarre tipo pinza simple analizado en el artículo citado y el PpPinch estudiado en este trabajo.

## BIBLIOGRAFÍA

- Albrecht, Irene, Jörg Haber y Hans-Peter Seidel. "Construction and animation of anatomically based human hand models". En: *Proceedings of the 2003 ACM SIGGRAPH/Eurographics symposium on Computer animation*. Citeseer. 2003, págs. 98-109 (vid. págs. 16, 18, 19, 62, 63).
- Almeida-Galárraga, Diego y col. "Kinematics based physical modelling and experimental analysis of the shoulder joint complex". En: *Ingeniería e Investigación* 37.3 (2017), págs. 115-123 (vid. pág. 17).
- An, Kai-Nan y col. "Normative model of human hand for biomechanical analysis". En: *Journal of biomechanics* 12.10 (1979), págs. 775-788 (vid. pág. 65).
- Arráez-Aybar, LA. "La biomecánica en terapia ocupacional". En: *Biomecánica* 17.1 (2009), págs. 28-35 (vid. pág. 15).
- Asghari, Mehran, Saeed Behzadipour y Ghorban Taghizadeh. "A planar neuro-musculoskeletal arm model in post-stroke patients". En: *Biological cybernetics* 112.5 (2018), págs. 483-494 (vid. pág. 15).
- Audu, ML y DT Davy. "The influence of muscle model complexity in musculoskeletal motion modeling". En: *Journal of biomechanical engineering* 107.2 (1985), págs. 147-157 (vid. pág. 39).
- Belloch, Salvador Llana y col. "La investigación en biomecánica aplicada a la natación: evolución histórica y situación actual". En: *Citius, altius, fortius: humanismo*,

*sociedad y deporte: investigaciones y ensayos* 6.2 (2013), págs. 103-149 (vid. pág. 15).

Blemker, Silvia S y col. "Image-based musculoskeletal modeling: applications, advances, and future opportunities". En: *Journal of Magnetic Resonance Imaging: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine* 25.2 (2007), págs. 441-451 (vid. pág. 38).

Blümel, Marcus y col. "Determining all parameters necessary to build Hill-type muscle models from experiments on single muscles". En: *Biological cybernetics* 106.10 (2012), págs. 543-558 (vid. pág. 19).

Bobbert, Maarten F, Peter A Huijing y Gerrit Jan van Ingen Schenau. "A model of the human triceps surae muscle-tendon complex applied to jumping". En: *Journal of biomechanics* 19.11 (1986), págs. 887-898 (vid. pág. 65).

Brand, Paul W, RB Beach y DE Thompson. "Relative tension and potential excursion of muscles in the forearm and hand". En: *The Journal of hand surgery* 6.3 (1981), págs. 209-219 (vid. págs. 19, 63, 64, 90-92).

Brand, Paul W y Anne Hollister. *Clinical mechanics of the hand*. Mosby Incorporated, 1999 (vid. págs. 19, 63, 64).

Brook, N y col. "A biomechanical model of index finger dynamics". En: *Medical engineering & physics* 17.1 (1995), págs. 54-63 (vid. pág. 67).

Buchholz, Bryan, Thomas J Armstrong y Steven A Goldstein. "Anthropometric data for describing the kinematics of the human hand". En: *Ergonomics* 35.3 (1992), págs. 261-273 (vid. págs. 88, 89).

- Buford Jr, William L y col. "Analysis of intrinsic–extrinsic muscle function through interactive 3-dimensional kinematic simulation and cadaver studies". En: *The Journal of hand surgery* 30.6 (2005), págs. 1267-1275 (vid. pág. 48).
- Causon, DM y CG Mingham. *Introductory finite difference methods for PDEs*. Bookboon, 2010 (vid. pág. 84).
- Chadwick, Edward K y col. "Real-time simulation of three-dimensional shoulder girdle and arm dynamics". En: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 61.7 (2014), págs. 1947-1956 (vid. pág. 15).
- Chadwick, EK y col. "A real time, 3D musculoskeletal model for simulation and visualization of arm movements". En: *IEEE Trans. Biomed. Eng.* (2008) (vid. págs. 55, 56).
- Chaisson, Christine E y col. "Grip strength and the risk of developing radiographic hand osteoarthritis: results from the Framingham Study". En: *Arthritis & Rheumatism: Official Journal of the American College of Rheumatology* 42.1 (1999), págs. 33-38 (vid. pág. 13).
- Chao, Edmund Y. *Biomechanics of the hand: a basic research study*. World Scientific, 1989 (vid. págs. 76, 90, 95, 96, 102-104).
- Chao, EY, JD Opgrande y FE Axmear. "Three-dimensional force analysis of finger joints in selected isometric hand functions". En: *Journal of biomechanics* 9.6 (1976), págs. 387-396 (vid. pág. 65).
- Cholewicki, Jacek y Stuart M McGill. "Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain". En: *Clinical biomechanics* 11.1 (1996), págs. 1-15 (vid. pág. 31).

- Cooney, William P y col. "The kinesiology of the thumb trapeziometacarpal joint". En: *J Bone Joint Surg Am* 63.9 (1981), págs. 1371-1381 (vid. págs. 45, 47).
- Crouch, Dustin L y He Huang. "Musculoskeletal model predicts multi-joint wrist and hand movement from limited EMG control signals". En: *2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)*. IEEE. 2015, págs. 1132-1135 (vid. pág. 17).
- De Luca, Carlo J y col. "Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination". En: *Journal of biomechanics* 43.8 (2010), págs. 1573-1579 (vid. pág. 85).
- Dogadov, Anton y col. "The biomechanical model of the long finger extensor mechanism and its parametric identification". En: *Journal of Biomechanics* 58 (2017), págs. 232-236. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2017.04.030 (vid. págs. 93, 95).
- Erdemir, Ahmet y col. "Model-based estimation of muscle forces exerted during movements". En: *Clinical biomechanics* 22.2 (2007), págs. 131-154 (vid. pág. 29).
- Glitsch, U y W Baumann. "The three-dimensional determination of internal loads in the lower extremity". En: *Journal of biomechanics* 30.11-12 (1997), págs. 1123-1131 (vid. pág. 38).
- Goislard de Monsabert, Benjamin y col. "Quantification of finger joint loadings using musculoskeletal modelling clarifies mechanical risk factors of hand osteoarthritis". En: *Medical Engineering and Physics* 36.2 (2014), págs. 177-184. DOI: 10.1016/j.medengphy.2013.10.007 (vid. págs. 14, 16, 23, 47, 69, 73, 86, 123, 124).

- Goislard De Monsabert, Benjamin y col. "Quantification of hand and forearm muscle forces during a maximal power grip task". En: *Medicine and Science in Sports and Exercise* 44.10 (2012), págs. 1906-1916. DOI: 10.1249/MSS.0b013e31825d9612 (vid. págs. 23, 68, 73, 80, 86, 88, 90, 110, 121, 122).
- Gracia-Ibáñez, Verónica, Joaquin L. Sancho-Bru y Margarita Vergara. "Relevance of grasp types to assess functionality for personal autonomy". En: *Journal of Hand Therapy* 31.1 (2018), págs. 102-110. DOI: 10.1016/j.jht.2017.02.003 (vid. págs. 13, 22, 68).
- Hansen, Clint y col. "Design-validation of a hand exoskeleton using musculoskeletal modeling". En: *Applied Ergonomics* 68. February 2017 (2018), págs. 283-288. DOI: 10.1016/j.apergo.2017.11.015 (vid. pág. 15).
- Hayashibe, Mitsuhiro y David Guiraud. "Voluntary EMG-to-force estimation with a multi-scale physiological muscle model". En: *Biomedical engineering online* 12.1 (2013), págs. 1-18 (vid. págs. 18, 51, 56, 60, 85).
- Hof, Altinus Lucilus y Jw Van den Berg. "EMG to force processing I: an electrical analogue of the Hill muscle model". En: *Journal of Biomechanics* 14.11 (1981), págs. 755-758 (vid. págs. 17, 31).
- Holzbaur, Katherine RS, Wendy M Murray y Scott L Delp. "A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control". En: *Annals of biomedical engineering* 33.6 (2005), págs. 829-840 (vid. pág. 66).
- Holzbaur, KRS, SL Delp y WM Murray. "Moment-generating capacity of upper limb muscles". En: *Journal of Biomechanics* 39 (2006), S85 (vid. pág. 66).

- Huxley, AF. "Muscular contraction." En: *The Journal of physiology* 243.1 (1974), págs. 1-43 (vid. págs. 16, 59).
- Jacobson, Mark D. y col. "Architectural design of the human intrinsic hand muscles". En: *The Journal of Hand Surgery* 17.5 (1992), págs. 804 -809. DOI: [https://doi.org/10.1016/0363-5023\(92\)90446-V](https://doi.org/10.1016/0363-5023(92)90446-V) (vid. pág. 49).
- Jung, Gang Seob y Markus J Buehler. "Multiscale modeling of muscular-skeletal systems". En: *Annual review of biomedical engineering* 19 (2017), págs. 435-457 (vid. pág. 17).
- Kim, Hyun K y col. "The muscle activation method: an approach to impedance control of brain-machine interfaces through a musculoskeletal model of the arm". En: *IEEE transactions on biomedical engineering* 54.8 (2007), págs. 1520-1529 (vid. pág. 51).
- Kim, Suin, Jeongsoo Lee y Joonbum Bae. "Analysis of finger muscular forces using a wearable hand exoskeleton system". En: *Journal of Bionic Engineering* 14.4 (2017), págs. 680-691 (vid. pág. 15).
- Koh, Shukuki y col. "Intrinsic muscle contribution to the metacarpophalangeal joint flexion moment of the middle, ring, and small fingers". En: *The Journal of hand surgery* 31.7 (2006), págs. 1111-1117 (vid. pág. 19).
- Kramer, Alan M y Duane V Knudson. "Grip strength and fatigue in junior college tennis players". En: *Perceptual and motor skills* 75.2 (1992), págs. 363-366 (vid. pág. 13).

- Kurihara, Tsuneya y Natsuki Miyata. "Modeling deformable human hands from medical images". En: *Proceedings of the 2004 ACM SIGGRAPH/Eurographics symposium on Computer animation*. 2004, págs. 355-363 (vid. pág. 62).
- Laursen, Bjarne y col. "A model predicting individual shoulder muscle forces based on relationship between electromyographic and 3D external forces in static position". En: *Journal of biomechanics* 31.8 (1998), págs. 731-739 (vid. pág. 14).
- Lieber, Richard L. y col. "Architecture of selected muscles of the arm and forearm: Anatomy and implications for tendon transfer". En: *The Journal of Hand Surgery* 17.5 (1992), págs. 787 -798. DOI: [https://doi.org/10.1016/0363-5023\(92\)90444-T](https://doi.org/10.1016/0363-5023(92)90444-T) (vid. pág. 49).
- Mathiowetz, Virgil. "Effects of three trials on grip and pinch strength measurements". En: *Journal of Hand Therapy* 3.4 (1990), págs. 195-198 (vid. pág. 13).
- Mirakhorlo, Mojtaba y col. "Anatomical parameters for musculoskeletal modeling of the hand and wrist". En: *International Biomechanics* 3.1 (2016), págs. 40-49. DOI: 10.1080/23335432.2016.1191373 (vid. págs. 48, 49, 94).
- Moore, Keith L y Arthur F Dalley. *Anatomía con orientación clínica*. Ed. Médica Panamericana, 2009 (vid. págs. 43, 48).
- MURIEL, JORGE BARRIOS. "Implementación de una aplicación informática de análisis biomecánico y control motor en el entrenamiento de las cualidades de la fuerza muscular". Tesis doct. UNIVERSIDAD DE EXTREMADURA, 2014 (vid. pág. 17).
- Nagano, Akinori y col. "Neuromusculoskeletal computer modeling and simulation of upright, straight-legged, bipedal locomotion of Australopithecus afarensis (AL

- 288-1)". En: *American Journal of Physical Anthropology: The Official Publication of the American Association of Physical Anthropologists* 126.1 (2005), págs. 2-13 (vid. págs. 35, 65).
- Naves, Eduardo Lázaro Martins y col. "Hybrid hill-type and reflex neuronal system muscle model improves isometric EMG-driven force estimation for low contraction levels". En: *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering* 39.9 (2017), págs. 3269-3276 (vid. pág. 19).
- Netter, Frank H. *Atlas of Human Anatomy E-Book*. Elsevier Health Sciences, 2017 (vid. págs. 13, 41).
- Ng, Poh Kiat y col. "A review of different pinch techniques". En: *Theoretical Issues in Ergonomics Science* 15.5 (2014), págs. 517-533 (vid. pág. 66).
- Nilsen, Tove y col. "Grip force and pinch grip in an adult population: reference values and factors associated with grip force". En: *Scandinavian journal of occupational therapy* 19.3 (2012), págs. 288-296 (vid. págs. 121, 123).
- Piazza, Cristina y col. "The soft-hand pro-h: a hybrid body-controlled, electrically powered hand prosthesis for daily living and working". En: *IEEE Robotics & Automation Magazine* 24.4 (2017), págs. 87-101 (vid. pág. 19).
- Prilutsky, BI, W Herzog y TL Allinger. "Forces of individual cat ankle extensor muscles during locomotion predicted using static optimization". En: *Journal of biomechanics* 30.10 (1997), págs. 1025-1033 (vid. pág. 65).
- Rasmussen, John, Michael Damsgaard y Michael Voigt. "Muscle recruitment by the min/max criterion? a comparative numerical study". En: *Journal of biomechanics* 34.3 (2001), págs. 409-415 (vid. pág. 20).

- Robertson, Gordon y col. *Research methods in biomechanics, 2E*. Human Kinetics, 2013 (vid. págs. 15-17, 28, 30, 34, 35, 49-60, 84, 90).
- Romero, F y FJ Alonso. "A comparison among different Hill-type contraction dynamics formulations for muscle force estimation". En: *Mechanical Sciences* 7.1 (2016), págs. 19-29 (vid. pág. 18).
- Sancho-Bru, JL y col. "A 3-D dynamic model of human finger for studying free movements". En: *Journal of biomechanics* 34.11 (2001), págs. 1491-1500 (vid. págs. 20, 100).
- Sancho-Bru, Joaquín L y col. "Grasp modelling with a biomechanical model of the hand". En: *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* 17.4 (2014), págs. 297-310 (vid. pág. 70).
- Shih, Bih-Yaw, Chen-Yuan Chen y Zih-Siang Chen. "An Empirical Study of an Internet Marketing Strategy for Search Engine Optimization". En: *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing* 16.1 (2006), págs. 61-81. DOI: 10.1002/hfm. arXiv: 15334406 (vid. pág. 22).
- Smutz, W Paul y col. "Mechanical advantage of the thumb muscles". En: *Journal of biomechanics* 31.6 (1998), págs. 565-570 (vid. pág. 67).
- Soutas, R.W., D.J. Inman y D.S. Balint. *Ingeniería mecánica. Dinámica*. Cengage Learning Latin America, 2008 (vid. pág. 104).
- SUEDA, Shinjiro y Dinesh K PAI. "Hand simulation models in computer graphics". En: *Journal of the Society of Biomechanisms* 38.1 (2014), págs. 19-24 (vid. pág. 62).

- Tang, Yongsheng, Ming Xu y Zhenxiang Cai. "Research on facial expression animation based on 2d mesh morphing driven by pseudo muscle model". En: *2010 International Conference on Educational and Information Technology*. Vol. 2. IEEE. 2010, págs. V2-403 (vid. pág. 62).
- Tsang, Winnie, Karan Singh y Eugene Fiume. "Helping hand: an anatomically accurate inverse dynamics solution for unconstrained hand motion". En: *Proceedings of the 2005 ACM SIGGRAPH/Eurographics symposium on Computer animation*. ACM. 2005, págs. 319-328 (vid. págs. 46, 86).
- Valero-Cuevas, Francisco J, M Elise Johanson y Joseph D Towles. "Towards a realistic biomechanical model of the thumb: the choice of kinematic description may be more critical than the solution method or the variability/uncertainty of musculoskeletal parameters". En: *Journal of biomechanics* 36.7 (2003), págs. 1019-1030 (vid. pág. 66).
- Valero-Cuevas, Francisco J, Joseph D Towles y Vincent R Hentz. "Quantification of fingertip force reduction in the forefinger following simulated paralysis of extensor and intrinsic muscles". En: *Journal of biomechanics* 33.12 (2000), págs. 1601-1609 (vid. pág. 68).
- Vatankhah, Ramin, Mehrdad Broushaki, Aria Alasty y col. "Adaptive optimal multi-critic based neuro-fuzzy control of MIMO human musculoskeletal arm model". En: *Neurocomputing* 173 (2016), págs. 1529-1537 (vid. pág. 15).
- Vignais, N y F Marin. "Musculoskeletal Model of the Hand and Forearm : From Motion Capture To Biomechanical Modeling". En: March 2011 (2011) (vid. págs. 45, 46, 87).

- Vignais, Nicolas y Frédéric Marin. "Analysis of the musculoskeletal system of the hand and forearm during a cylinder grasping task". En: *International Journal of Industrial Ergonomics* 44.4 (2014), págs. 535-543. DOI: 10.1016/j.ergon.2014.03.006 (vid. págs. 23, 27, 69, 71, 73, 87, 88, 90).
- Vigouroux, Laurent, Mathieu Domalain y Eric Berton. "Comparison of tendon tensions estimated from two biomechanical models of the thumb". En: *Journal of biomechanics* 42.11 (2009), págs. 1772-1777 (vid. pág. 66).
- Vigouroux, Laurent y col. "Middle and ring fingers are more exposed to pulley rupture than index and little during sport-climbing: a biomechanical explanation". En: *Clinical biomechanics* 23.5 (2008), págs. 562-570 (vid. págs. 73, 90, 92, 94, 98).
- Wang, Lin y Thomas S Buchanan. "Prediction of joint moments using a neural network model of muscle activations from EMG signals". En: *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering* 10.1 (2002), págs. 30-37 (vid. pág. 51).
- Winby, Christopher R y col. "Muscle and external load contribution to knee joint contact loads during normal gait". En: *Journal of biomechanics* 42.14 (2009), págs. 2294-2300 (vid. pág. 31).
- Winters, Jack M. "Hill-based muscle models: a systems engineering perspective". En: *Multiple muscle systems*. Springer, 1990, págs. 69-93 (vid. pág. 16).
- Wood, Andrew. *Physiology, Biophysics, and Biomedical Engineering*. Taylor & Francis, 2016 (vid. págs. 17, 52).

- Wu, John Z y col. "Modeling of the muscle/tendon excursions and moment arms in the thumb using the commercial software anybody". En: *Journal of biomechanics* 42.3 (2009), págs. 383-388 (vid. pág. 67).
- Yao, Shaowei y col. "Adaptive admittance control for an ankle exoskeleton using an EMG-driven musculoskeletal model". En: *Frontiers in neurorobotics* 12 (2018), pág. 16 (vid. pág. 15).
- Zajac, Felix E. "Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control." En: *Critical reviews in biomedical engineering* 17.4 (1989), págs. 359-411 (vid. págs. 14, 18, 49, 50, 52-55, 61).
- Ziv, Efrat y Zeevi Dvir Hagar Patish. "Grip and pinch strength in healthy subjects and patients with primary osteoarthritis of the hand: a reproducibility study". En: *The open orthopaedics journal* 2 (2008), pág. 86 (vid. pág. 13).