

UNIVERSIDAD CARLOS III DE MADRID

PROYECTO FIN DE GRADO



**SIMULACIÓN DE LA MANO HUMANA
MEDIANTE MATLAB/SIMMECHANICS**

**GRADO EN INGENIERÍA ELECTRÓNICA
INDUSTRIAL Y AUTOMÁTICA**

Autor: Juan Carlos García Pozo

Tutor: Dorin-Sabin Copaci

Madrid, Septiembre de 2014

*Dedicado a mis dos abuelos:
Por hacer posible que yo lo escriba
Y que otros pocos lo puedan leer.*

Agradecimientos

La culminación de este proyecto es algo más que la finalización de un simple trabajo, ya que pone fin a una de las mejores etapas de mi vida, que ya dura cinco años. En primer lugar, quiero agradecer a mi tutor de proyecto, Dorin Copaci, toda su dedicación y ayuda, ya que en todo momento ha solucionado mis dudas y me ha ayudado mucho. A la Universidad Carlos III de Madrid y sus profesores por los conocimientos que he adquirido, la comodidad y buen ambiente de esta universidad en todo momento.

He tenido la gran suerte de encontrarme con un grupo de personas que, sin duda, después de esta etapa seguirán en mi vida: Jesús, Jorge, Manu, Carmen, Vil, Rodri, Fer, Fran y demás compañeros que, de un modo u otro, habéis formado parte de esta etapa y las siguientes que vendrán, muchas gracias a todos, sin vuestra ayuda no sé si podría estar escribiendo esto ahora, ya lo sabéis.

También quiero dar las gracias a mis amigos de siempre, porque los momentos de relax también son necesarios. En especial nombrar a Consu por compartir sus conocimientos de fisioterapia conmigo que me han permitido entender mejor algunas partes de este proyecto. Gracias jugones.

A María por su apoyo, ayuda y cariño durante toda esta etapa y las que vendrán. Gracias Meri.

Por último, a mi familia por enseñarme y alentarme a estudiar y por hacer posible que yo haya estudiado esta carrera universitaria. Gracias mama, papa y Ale, abuelos/as y resto de la familia.

¡Muchas gracias a todos!

Resumen

La importancia de la simulación biomecánica en los últimos tiempos está creciendo, ya que varios proyectos de investigación se están centrando en el desarrollo de dispositivos mecánicos para la rehabilitación o ayuda a las funciones de movimiento del cuerpo humano. En este aspecto, es necesaria la simulación biomecánica para la comprensión de la mecánica y movimiento del cuerpo humano y el desarrollo de dichos dispositivos.

En este proyecto de fin de grado se lleva a cabo la simulación de la mano humana, atendiendo a los aspectos más básicos y principales de esta. Se incluyen todos los músculos que el movimiento de la mano involucra, desde los alojados en el antebrazo, hasta los músculos intrínsecos de la mano, desarrollando estos sobre las bases del modelo muscular Hill. También consta de un trabajo de investigación, ya que es necesario recopilar los parámetros característicos de los músculos y hacer un estudio sobre la biomecánica de la mano humana.

El modelo desarrollado incluye 29 segmentos que representan los huesos del antebrazo y la mano, 43 músculos y un total de 22 grados de libertad. Es un modelo pensado para su desarrollo en distintas etapas, siendo esta la primera, ya que en algunos aspectos se ha recurrido a diseños simplificados. Las pruebas realizadas al modelo reflejan su correcto funcionamiento en las fuerzas desarrolladas y las trayectorias seguidas por los segmentos de la mano.

El modelo se ha desarrollado en Matlab, un entorno accesible y de fácil comprensión que, en la última fase del proyecto, permitirá su conexión con otros modelos de actuadores o exoesqueletos desarrollados.

Abstract

In recent times, the importance of biomechanics simulation is growing because several research projects are focusing on the development of mechanical devices for rehabilitation or support functions of human body movement. In this aspect, the biomechanical simulation is necessary to understand the mechanics and movement of human body and development of such devices.

In this final degree project is carried out the simulation of the human hand, based on the most basic and key aspects of this. All muscles that the hand movement involved are included, from the muscles of the forearm to the intrinsic muscles of the hand. These muscles have been developed on the basis of the Hill muscle model. It also consists of a research project because it is necessary to collect the characteristic parameters of the muscles and make a study of the biomechanics of the human hand.

The developed model includes 29 segments that representing the forearm and hand bones, 43 muscles and 22 degrees of freedom. This is a model thought for development at different stages, being this the first stage, because in some aspects has been used simplified designs. Tests on the model reflect their correct operation in the developed forces and the paths followed by the segments of the hand.

The model has been developed on Matlab, an accessible and easy to understand environment that, in the last stage of the project, will allow connection with other developed models of actuators or exoskeletons.

Índice

AGRADECIMIENTOS	I
RESUMEN	II
ABSTRACT	III
ÍNDICE	IV
ÍNDICE DE FIGURAS	VI
ÍNDICE DE TABLAS	VIII
1 INTRODUCCIÓN	1
1.1 Motivación	1
1.2 Objetivo del Proyecto	2
1.3 Entorno Socio-Económico	3
1.4 Estructura del Documento.....	4
2 ESTADO DEL ARTE	5
2.1 Simulación de la Biomecánica Humana.....	5
2.2 Modelos de la Mano Humana Desarrollados	7
2.2.1 <i>Modelo OpenSim</i>	7
2.2.2 <i>Modelo AnyBody</i>	9
2.2.3 <i>Grasplt</i>	9
2.2.4 <i>Otros Modelos</i>	10
2.3 Exoesqueletos Desarrollados Para la Mano Humana.....	11
3 ENTORNO DE DESARROLLO	13
3.1 Matlab.....	13
3.2 Matlab-Simulink.....	14
3.2.1 <i>Creación del modelo</i>	14
3.2.2 <i>Simulación del modelo</i>	15
3.2.3 <i>Análisis de los resultados de la simulación</i>	16
3.2.4 <i>Conexión con hardware</i>	16
3.3 Matlab-SimMechanics	16
3.3.1 <i>Modelado de sistemas multicuerpo</i>	16
3.3.2 <i>Simulación de modelos</i>	18
3.3.3 <i>Visualización de Modelos</i>	18
4 DISEÑO DEL MODELO	19
4.1 Estudio Biomecánico de la Mano Humana.....	19
4.1.1 <i>Huesos</i>	20
4.1.2 <i>Articulaciones</i>	21
4.1.3 <i>Músculos</i>	23

4.2	Modelo Esquelético de la mano	26
4.2.1	<i>Dimensiones de los Segmentos</i>	26
4.2.2	<i>Masa de los Segmentos</i>	30
4.3	Modelo Muscular de la Mano	34
4.3.1	<i>Modelo Hill</i>	36
5	DESARROLLO DEL MODELO	40
5.1	Implementación del Modelo Esquelético	40
5.2	Implementación del Modelo Muscular	44
6	PRUEBAS DE MOVIMIENTO Y RESULTADOS	50
6.1	Flexión/Extensión articulación de la muñeca	51
6.2	Flexión/Extensión MCP de los dedos	53
6.3	Flexión/Extensión PIP de los dedos	56
6.4	Flexión/Extensión DIP de los dedos e IP del pulgar	58
6.5	Abducción/Aducción dedos	61
6.6	Oposición pulgar – meñique	64
7	CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS	66
7.1	Conclusiones	66
7.2	Líneas Futuras	67
	BIBLIOGRAFÍA	68
	PUBLICACIONES	72
	ANEXO A: PLANIFICACIÓN Y PRESUPUESTO	73
A.1	Planificación	73
A.1.1	<i>Diagrama de Gantt</i>	75
A.2	Presupuesto del Trabajo Fin de Grado	76
A.2.1	<i>Costes materiales</i>	76
A.2.2	<i>Costes de personal</i>	76
A.2.3	<i>Costes totales</i>	77

Índice de Figuras

Figura 1. Wrist Model de OpenSim.....	8
Figura 2. Modelo en AnyBody.....	9
Figura 3. Software Grasplt	10
Figura 4. FESTO ExoHand	12
Figura 5. Librería de Simulink.....	14
Figura 6. Bloques usados de Simulink.....	15
Figura 7. Librería de SimMechanics	17
Figura 8. Bloques usados de SimMechanics	17
Figura 9. Partes de la mano	19
Figura 10. Huesos de la mano	21
Figura 11. Algunos movimientos de la mano.....	22
Figura 12. Modelo esquelético de la mano en papel.....	28
Figura 13. Separación de cada segmento en polígonos simples	31
Figura 14. Modelo muscular de Hill	37
Figura 15. Bloque mano y selección del cálculo de la masa	40
Figura 16. Ejemplo de bloques que representan las secciones y conexión entre ellos.....	41
Figura 17. Tipos de bloque “Joint” empleados	42
Figura 18. Código para el cálculo de la masa de la sección del hueso grande	42
Figura 19. Interior de un bloque que define una sección a nivel esquelético	43
Figura 20. Estructura esquelética de la mano. Animación en SimMechanics	43
Figura 21. Ejemplo de obtención de las coordenadas de puntos mediante un “Body Sensor”	45
Figura 22. Bloque muscular con sus entradas y salida.....	45
Figura 23. Interior de un bloque muscular	46
Figura 24. Ecuaciones de Hill desarrolladas en bloques “Fcn”	46

Figura 25. Sección del bloque “MUSCULOS”	47
Figura 26. Bloque de una sección del modelo esquelético con las entradas y salidas del modelo muscular implementadas.....	48
Figura 27. Código para la selección del eje de movimiento	48
Figura 28. Interior de un bloque de una sección del modelo esquelético, incluyendo la entrada de la fuerza de un músculo.....	49
Figura 29. Bloqueo de una articulación	50
Figura 30. Gráfico flexión/extensión de la muñeca	52
Figura 31. Flexión de la muñeca. Visualización en SimMechanics.....	53
Figura 32. Gráfico flexión/extensión de las MCP de los dedos.....	54
Figura 33. Flexión de las MCP de los dedos. Visualización en SimMechanics	55
Figura 34. Gráfico flexión/extensión de las PIP de los dedos	57
Figura 35. Flexión de las PIP de los dedos. Visualización en SimMechanics.....	58
Figura 36. Gráfico flexión/extensión de las DIP de los dedos e IP del pulgar.....	59
Figura 37. Flexión de las DIP de los dedos e IP del pulgar. Visualización en SimMechanics	60
Figura 38. Gráfico abducción/aducción de las MCP de los dedos I, II y III.....	62
Figura 39. Gráfico abducción/aducción de las MCP de los dedos IV y V	62
Figura 40. Abducción de los dedos. Visualización en SimMechanics	63
Figura 41. Gráfico oposición pulgar-meñique.....	64
Figura 42. Oposición pulgar-meñique. Visualización en SimMechanics.....	65
Figura 43. Diagrama de Gantt	75

Índice de Tablas

Tabla 1. GDL y Rango de movimiento de las articulaciones de la mano	22
Tabla 2. Músculos del plano superficial del compartimento anterior del antebrazo.....	23
Tabla 3. Músculos del plano intermedio del compartimento anterior del antebrazo	23
Tabla 4. Músculos del plano profundo del compartimento anterior del antebrazo	23
Tabla 5. Músculos del plano superficial del compartimento posterior del antebrazo.....	24
Tabla 6. Músculos del plano profundo del compartimento posterior del antebrazo	24
Tabla 7. Músculos intrínsecos de la mano	25
Tabla 8. Largo y ancho de las secciones de la mano.....	28
Tabla 9. Puntos que definen las secciones.....	30
Tabla 10. Áreas y porcentajes de cada segmento respecto al área total	32
Tabla 11. Porcentaje de tejido en cada zona de la mano	33
Tabla 12. Músculos creados, puntos de inserción y origen y función	36
Tabla 13. Valores de FOM, LOM y θ de cada músculo.....	39
Tabla 14. Configuración y resultados de flexión/extensión de la muñeca	51
Tabla 15. Configuración y resultados de flexión/extensión MCP dedos	54
Tabla 16. Configuración y resultados de flexión/extensión PIP dedos.....	56
Tabla 17. Configuración y resultados de flexión/extensión DIP dedos e IP del pulgar.....	59
Tabla 18. Configuración y resultados de abducción/aducción de los dedos.....	61
Tabla 19. Configuración y resultados de oposición pulgar-meñique.....	64
Tabla 20. Desglose de tareas	74
Tabla 21. Costes Hardware	76
Tabla 22. Costes Software.....	76
Tabla 23. Costes de personal	76
Tabla 24. Costes totales.....	77

Capítulo 1

Introducción

En la presente memoria se va a exponer un proyecto de fin de grado cuya finalidad es la simulación básica de la mano humana en el entorno Matlab-SimMechanics.

1.1 Motivación

En los últimos años varios proyectos de investigación se están centrando en la robótica asistencial y de rehabilitación, donde el dispositivo robótico está en contacto directo con el cuerpo humano. En este aspecto, existe la necesidad de modelos músculo-esqueléticos que permitan simular la biomecánica del cuerpo humano, y permitan analizar el conjunto simulado del dispositivo robótico - cuerpo humano. Actualmente, hay algunos programas que permiten la simulación de la biomecánica del cuerpo humano como: Any-Body [6], MSMS [7] [27], BoB [41], OpenSim y SIMM [9] [8]. La mayoría de estos programas de simulación dinámica no incluyen la simulación de la mano humana, solo permitiendo la simulación hasta la muñeca.

Concretamente, el modelo implementado en OpenSim (principal referencia de este proyecto) si cuenta con una simulación de la mano humana, pero no están implementados todos los músculos que el movimiento de la mano involucra. Se centra en los que su origen está en el antebrazo y sus inserciones en la mano propiamente dicha. Pero los músculos cuyos orígenes se encuentran en la propia mano no se implementan en dicho modelo, por lo que pierde ciertos rangos del movimiento de la mano.

Por otra parte, a la hora de simular conjuntamente con otros modelos (por ejemplo exoesqueletos o actuadores), la tarea de simulación se convierte en un problema complejo con OpenSim. Esto es debido a que OpenSim tiene su propia interfaz de desarrollo, lo que imposibilita conectarlo con modelos desarrollados en Matlab-Sumulink, principal entorno en el que los ingenieros desarrollan sus modelos de control, actuadores o exoesqueletos.



1.2 Objetivo del Proyecto

El objetivo principal del presente proyecto es ahondar en la simulación de la mano humana, donde los anteriores modelos mencionados no han incidido. De manera que todos los movimientos que la mano humana realiza puedan ser ejecutados con el modelo creado.

Para ello es necesario cumplir una serie de objetivos:

- Realización de un estudio de la biomecánica de la mano humana
- Creación del modelo esquelético de la mano humana
- Creación del modelo muscular de la mano humana
- Conexión entre el modelo esquelético y el modelo muscular

No es objeto de este proyecto conseguir que todos los movimientos de la mano tengan una precisión excelente, simplemente que dichos movimientos puedan realizarse de manera correcta y con valores de fuerza aceptables.

Otro objetivo de este proyecto es crear dicho modelo en un entorno accesible y fácil de entender para la construcción, simulación y análisis tanto de sistemas físicos y procesamiento de señales, como también para otros ámbitos de aplicaciones. Y de esta manera, poder integrar en el sistema otros modelos de exosqueletos o modelos de actuadores y poder simular y analizar todo el conjunto.

Sintetizando lo mencionado, podríamos decir que el objetivo del proyecto es crear un modelo simplificado de la mano humana, que sirva como base para el desarrollo sobre este mismo, de un modelo con mayor precisión en los movimientos y mayor precisión en las fuerzas desarrolladas. Creado en un entorno sencillo y ampliamente utilizado, para finalmente, en un futuro, conectarlo con otros modelos de exoesqueletos o actuadores, ya creados, de manera sencilla.



1.3 Entorno Socio-Económico

La sociedad avanza en muchos campos, pero muchos de los problemas ya existentes siguen presentes en nuestros días. Los accidentes de tráfico siguen constituyendo un problema a nivel regional, nacional y mundial. “Entre 20 y 50 millones de personas sufren traumatismos no mortales provocados por accidentes de tráfico, y tales traumatismos constituyen una causa importante de discapacidad en todo el mundo” [11].

Por otra parte, “los accidentes cerebrovasculares son la primera causa de invalidez en personas adultas de más de 65 años” [46]. El número de personas afectadas crece de manera progresiva cada año y las personas que consiguen sobrevivir, en la mayoría de las ocasiones, padecen problemas de movilidad en una o más extremidades [1].

El envejecimiento de la población no tiene precedentes y el índice aumenta año tras año. Esto se produce debido a la reducción de la mortalidad en personas de la tercera edad (a partir de los 60 años), en conjunción con la disminución de la natalidad. Se puede hablar de un envejecimiento a nivel mundial ya que afecta a la mayoría de los países, en especial a los más desarrollados. Esto provoca, entre otras muchas consecuencias, un aumento en la necesidad de servicios de salud [47].

Además, la actual situación económica ha producido un retraso sustancial de la edad de jubilación en muchos de los estados miembros de la Unión Europea y esta seguirá creciendo de manera gradual en los próximos años, según los planes y previsiones de los gobiernos [38].

Todos estos factores hacen necesario una mejora y evolución de los servicios de salud en general y en los servicios de rehabilitación en particular. El desarrollo y uso de exoesqueletos para la rehabilitación o ayuda de los pacientes afectados puede ser una nueva línea de desarrollo en el ámbito de la salud.

También podrían utilizarse para amplificar la fuerza que debe aplicarse en trabajos de montaje monótonos y costosos, dado el crecimiento de la producción industrial a nivel mundial según los datos recogidos en [24].

Es necesario realizar un estudio previo utilizando sistemas de simulación biomecánico para el desarrollo de estos dispositivos. Además, estos estudios también nos ayudan a comprender mejor algunos aspectos de la biomecánica del cuerpo humano, ayudando en la mejora de los tratamientos a los pacientes afectados.



1.4 Estructura del Documento

La presente memoria ha sido estructurada en los siguientes capítulos:

- **Introducción:** En este capítulo se comentan los aspectos generales del proyecto: motivación, objetivos, entorno socio-económico y la estructura de la memoria.
- **Estado del Arte:** En este capítulo se exponen los avances realizados en la simulación de la biomecánica humana en general y de la mano humana en particular. También se exponen los avances logrados en el desarrollo de exoesqueletos para la mano humana.
- **Entorno de Desarrollo:** En este capítulo se explica que herramientas se han utilizado para la realización del proyecto y se exponen las principales características y funcionalidades de las mismas.
- **Diseño del Modelo:** En este capítulo se muestran las diferentes alternativas de diseño y explica en profundidad como cada una de las partes del modelo han sido diseñadas.
- **Desarrollo del Modelo:** En este capítulo se explica como el modelo diseñado se implementa en el entorno de desarrollo seleccionado.
- **Pruebas de Movimiento y Resultados:** En este capítulo se listan todas las pruebas a las que ha sido sometido el modelo al finalizar su desarrollo y se exponen y analizan los resultados obtenidos como consecuencia de dichas pruebas.
- **Conclusiones y Líneas Futuras:** En este capítulo se recogen las conclusiones después de finalizar el proyecto, resumiendo que conceptos han sido los más determinantes. Se hace también una exposición de las posibles mejoras del modelo y líneas futuras.
- **Bibliografía:** Finalmente, se lista toda la bibliografía utilizada a lo largo de la redacción de la memoria.

Además se ha incorporado un anexo con la planificación y presupuesto para el desarrollo del proyecto de fin de grado.

Capítulo 2

Estado del Arte

2.1 Simulación de la Biomecánica Humana

La biomecánica surge de la necesidad de responder preguntas y hallar soluciones a problemas médicos y biológicos que involucran el conocimiento de la mecánica, la geometría y los materiales.

En este campo se usan diferentes métodos comunes en la investigación, como ensayos de laboratorio y en campo y simulación computacional. Este último método ha evolucionado de forma vertiginosa en los últimos tiempos y con ello se ha producido un gran avance en la obtención de datos sobre el comportamiento biológico, mecánico y químico de órganos y tejidos del cuerpo humano.

Con los datos obtenidos y utilizando la formalización matemática, se han simulado numéricamente estos procesos y como resultado se han identificado y resuelto numéricamente distintos problemas médicos relacionados con la cirugía, el trauma y la rehabilitación.

Sin embargo, aunque la simulación numérica en bioingeniería es de reciente uso, la abstracción física y el análisis matemático del funcionamiento del cuerpo humano se remonta varios siglos atrás [17].

Algunos ejemplos recogidos en [16] [17] y [43] son:

- Galileo Galilei midió el ritmo cardíaco por comparación de éste con los sucesivos sonidos de un péndulo sincrónico.
- William Harvey, utilizando los principios de medida de Galileo, describió las propiedades de la sangre al ser distribuida por todo el cuerpo a través del bombeo del corazón.
- Santorio Santorio estudió el fenómeno denominado "perspiratio insensibilis" (la pérdida de agua en el cuerpo).



- Descartes sugirió que los sistemas físicos, incluido el cuerpo humano, eran regidos por las mismas leyes universales.
- Leonhard Euler utilizó las leyes de Newton (quien escribió sobre el movimiento, pero no sobre biomecánica) para obtener las ecuaciones diferenciales necesarias para describir la propagación de ondas en arterias.
- Thomas Young estudió la formación de la voz humana, la cual identificó con un modelo de elasticidad de materiales. Young también trabajó en la teoría sobre la luz y el color, lo cual le permitió desarrollar lentes para el astigmatismo.
- Hermann Ludwig Ferdinand von Helmholtz diseñó lentes, calculó la geometría del ojo humano, estudió el mecanismo de audición, determinó la velocidad de un pulso nervioso y mostró que el latido cardíaco es una importante fuente de calor.
- Archibald Vivian Hill, ganador en 1922 del premio Nobel de medicina por sus descubrimientos sobre el funcionamiento del sistema muscular, y a quien se debe, hoy en día famosa, ecuación de Hill utilizada en múltiples campos del modelado biológico.

Los primeros artículos sobre biomecánica computacional se publican en el *Journal of Biomechanics*, revista con una gran repercusión en este ámbito creada en el año 1968. Posiblemente, el primero de todos los artículos que habla sobre el uso de un computador se encuentra en [42], en el cual se modeló el sistema arterial humano en un computador análogo, en el que se estudió la evolución de la presión arterial y las ondas de flujo ejercidas por los pulsos de presión durante el latido del corazón.

Desde de la década de los 60's se han hecho simulaciones de todo tipo, desde el sistema musculoesquelético [13] [15] [23] [32], hasta problemas de cargas sobre tumores. Hoy en día se realizan modelos computacionales tan específicos como en [5], donde se emplea mecánica computacional de fluidos, técnicas de malla deformable e interacción fluido-estructura.

La biomecánica computacional ha estudiado áreas muy diferentes de la medicina. Sin embargo, la mayor aplicación de esta ha sido solucionar problemas ortopédicos y entender el sistema músculo-esquelético. En el mundo existen varios equipos de investigación dedicados a esta tarea. Estos grupos de investigación biomecánica se han dividido en simulación de tejido blando como es músculo, tendones y ligamentos y simulación de tejido duro: huesos. Además, en menor medida, se han realizado simulaciones y modelos del corazón, venas y arterias, que está enmarcado en tejido blando e investigación celular.

Dentro del marco de la simulación músculo-esquelética, el tejido duro ha sido el más estudiado desde el punto de vista computacional. En este estudio se usan conceptos de

elasticidad y mecánica de sólidos avanzada como la viscoelasticidad, hiperelasticidad y plasticidad. En 1972 se introducen los métodos computacionales para el estudio de la biomecánica ortopédica y en este año comienzan las publicaciones sobre el estudio de esfuerzos en los huesos humanos. A partir de este año el número de publicaciones sobre el estudio de estructuras óseas, hueso-prótesis, mecanismos de fijación de fracturas y su relación con otros tejidos creció exponencialmente. Los objetivos de estas investigaciones fueron establecer relaciones entre las cargas y la morfología de los huesos, y establecer diseños óptimos para fijaciones, prótesis y mejorar las técnicas de implantes [22].

2.2 Modelos de la Mano Humana Desarrollados

Para la simulación musculo-esquelética de la mano se pueden encontrar algunos modelos implementados en distintos software. A continuación se describen algunos de ellos, poniendo especial atención al modelo realizado en OpenSim.

2.2.1 Modelo OpenSim

Modelo creado por Delp y González para investigar el movimiento de la muñeca y obtener otra perspectiva de los procedimientos quirúrgicos. Este modelo se compone de todos los huesos del brazo y cuenta con 10 grados de libertad. Los movimientos de pronación-supinación, flexión-extensión y desviación cubital radial están incluidos dentro del modelo, así como los grados de libertad para el codo, el pulgar y el dedo índice [10].

Este modelo representa la geometría tridimensional de los huesos, la cinemática de las articulaciones, y las líneas de acción y las propiedades de generación de fuerza de 23 músculos.

El “wrist model” ha sido implementado utilizando el software de modelado musculo-esquelético (SIMM). La geometría ósea se obtuvo mediante la digitalización del húmero, cúbito, radio, huesos del carpo y metacarpianos de un esqueleto masculino. Los orígenes musculares, inserciones y rutas se definieron sobre la base de puntos de referencia anatómicos de las superficies óseas [19].

La propiedad de generación de fuerza isométrica de cada músculo se obtuvo al escalar un modelo muscular de tipo Hill. Hay cuatro parámetros que influyen en las curvas fuerza-longitud para el músculo y el tendón. Estos cuatro parámetros son: el valor máximo de la fuerza isométrica (FOM), la longitud óptima de la fibra muscular (LOM), ángulo de inserción de las fibras musculares (θ), y la longitud del tendón. Tres de los cuatro

parámetros (LOM, FOM, θ), se obtuvieron directamente de experimentos anatómicos. Los valores para LOM, fueron tomados de los informes detallados de la arquitectura muscular [25] [30] [31].

Todas las longitudes de fibra óptimas reportadas fueron multiplicadas por un factor de corrección de $2,7 / 2,2$ para tener en cuenta la diferencia entre la longitud óptima del sarcómero del músculo de mamíferos ($2,7\mu m$) [48] y la longitud óptima del sarcómero del músculo de los anfibios usado en las publicaciones anteriores ($2,2\mu m$).



Figura 1. Wrist Model de OpenSim

2.2.2 Modelo AnyBody

En este modelo solamente se ha implementado el dedo índice, que incluye sus cuatro falanges (metacarpiano, proximal, medial y distal), unidas por sus tres articulaciones (MCP, DIP y PIP). Se han incluido siete músculos: flexor digitorum profundus (FP), flexor digitorum superficialis (FS), extensor indicis (EI), extensor digitorum communis (EC), radial interosseous (RI), ulnar interosseous (UI), and lumbrical (LU).

Con el fin de visualizar mejor el conjunto músculo-tendón, se ha implementado en el modelo una sección real del hueso del dedo índice. Esta sección se ha obtenido mediante escaneo “micro-CT” de la mano derecha de un cadáver [49].

Una de las utilidades de este modelo ha sido calcular las fuerzas desarrolladas por estos músculos al pulsar con el dedo. La respuesta del dedo índice al pulsar ha sido simulada utilizando dinámica inversa. La fuerza de torsión de la articulación y la potencia de carga del músculo han sido medidas en función del tiempo [50].

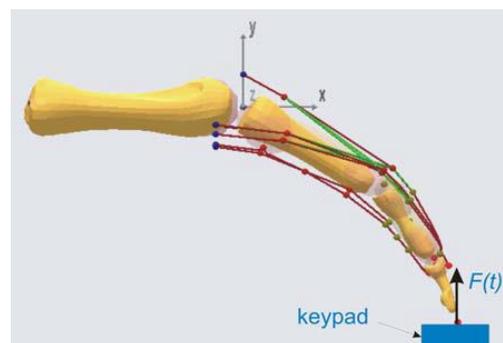


Figura 2. Modelo en AnyBody

2.2.3 Graspt

Este simulador fue creado como herramienta para la investigación sobre los agarres de la mano humana. Puede acoger distintos diseños de manos y también podemos crear objetos y obstáculos de geometría variable para probar multitud de variantes en los agarres. El simulador incluye un sistema de detección de colisiones y se puede manipular interactivamente la mano o los objetos para crear contactos entre ellos. Cuando se produce un agarre, una de las características clave del simulador es el conjunto de medidas que expone sobre la calidad del mismo. Cada agarre es evaluado con medidas de calidad numéricamente y los métodos de visualización permiten al usuario ver el punto débil de agarre [37].

Sus principales características son:

- Interfaz 3D, que permite al usuario visualizar e interactuar con la mano o los objetos.
- Librería con modelos robótico de la mano.
- Computación numérica de la calidad del agarre y planificación del mismo.
- Soporte para el contacto “fino” de los dedos.
- Interacción con hardware y sensores.

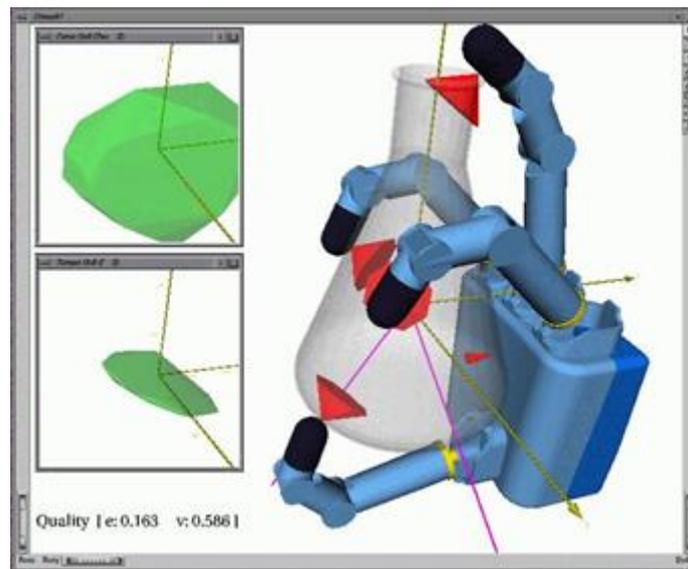


Figura 3. Software Graspl

2.2.4 Otros Modelos

Otros modelos destacados recogidos de [36] se nombran a continuación.

- El simulador Sharmes desarrolla con un alto grado de realismo el antebrazo y la mano humana. El modelo contiene 38 músculos y 24 GDL. 2 grados de libertad para el brazo, 2 para la muñeca y 20 para las articulaciones de la mano [3].
- Savescu diseñó una mano virtual con 25 GDL, incluyendo la muñeca, para el humano virtual llamado MAN3D [40].
- DaibaHand es un modelo basado en la captura óptica de movimientos [36].

2.3 Exoesqueletos Desarrollados Para la Mano Humana

Muchos de los exoesqueletos desarrollados se centran en la solución de problemas de las extremidades inferiores. Sin embargo, existen también exoesqueletos que se centran en las extremidades superiores, como los brazos y las manos, incluyendo las articulaciones del hombro, codo, muñeca y articulaciones de los dedos [4].

En cuanto a la rehabilitación de los dedos, en [44] se presenta un exoesqueleto con cuatro grados de libertad para la rehabilitación del dedo índice. El dispositivo puede generar movimiento bidireccional de flexión-extensión para todas las articulaciones del dedo y es ajustable para varios tamaños de mano. Se utilizan sensores de fuerza Flexiforce y encoders junto al motor de DC para medir la posición angular. La información recibida de los sensores, se utiliza para realizar el control del exoesqueleto y evaluar y analizar los efectos de la rehabilitación.

También enfocado en la rehabilitación, en [45] se desarrolla un exoesqueleto para la rehabilitación de la mano, empezando con la construcción de un prototipo mecánico de cuatro grados de libertad, el cual es movido por una unidad actuadora y recibe información a través de sensores de efecto hall en cada articulación de la estructura. Por medio de ecuaciones trigonométricas y conociendo la longitud de cada segmento, calculan los ángulos correspondientes a cada falange. También utilizan sensores de fuerza resistivos en las partes superior e inferior de las falanges y sensores mioeléctricos para medir la actividad de algunos músculos de interés.

Otros prototipos, se construyen con la finalidad de crear ambientes virtuales con los cuales se pueda interactuar. En esta área, en [28] se propone una nueva metodología para sistemas maestro-esclavo, usando realimentación pasiva de fuerza. Construyen un exoesqueleto maestro para la mano que cuenta con tres dedos de cuatro grados de libertad (GDL) cada uno (doce GDL en total). Su funcionamiento se basa en conmutar entre un control de fuerza y un control de posición. Con el exoesqueleto construido y la estrategia de control implementada, se diseña un sistema de realidad virtual para la mano.

En el ámbito comercial, existen varios exoesqueletos desarrollados para la mano. La ExoHand de FESTO es un exoesqueleto que puede utilizarse como un guante. Ofrece apoyo externo a la mano e imita todos sus movimientos, limitados únicamente por la geometría de las articulaciones. Consta de ocho actuadores neumáticos de doble efecto que se encargan de mover los dedos en sentido bidireccional (flexión-extensión).

Para la ejecución de los movimientos se usan algoritmos de regulación en una unidad de control compatible con CoDeSys, capaces de definir con gran precisión la orientación de

cada una de las falanges de los dedos. También cuenta con diversos sensores que detectan las fuerzas, los ángulos y las posiciones de los dedos.

El objetivo de este proyecto es amplificar la fuerza de los dedos y el rendimiento de la mano humana, con lo que se podría emplear para tareas de montaje pesadas o para conseguir que personas menos capacitadas o de avanzada edad puedan seguir trabajando.

Con este exoesqueleto también es posible detectar los movimientos de la mano en tiempo real y transmitirlos a una mano robótica, ampliando el campo de acción del operario y permitiendo a este la manipulación a distancia en zonas de trabajo peligrosas. Mediante force-feedback, el operario siente lo que está sujetando el robot. Gracias a la flexibilidad de sus componentes neumáticos, la ExoHand también puede ser útil para realizar trabajos como robot para operaciones de mantenimiento y reparación. Finalmente, en el sector de la rehabilitación médica, podría utilizarse como órtesis de la mano [14].

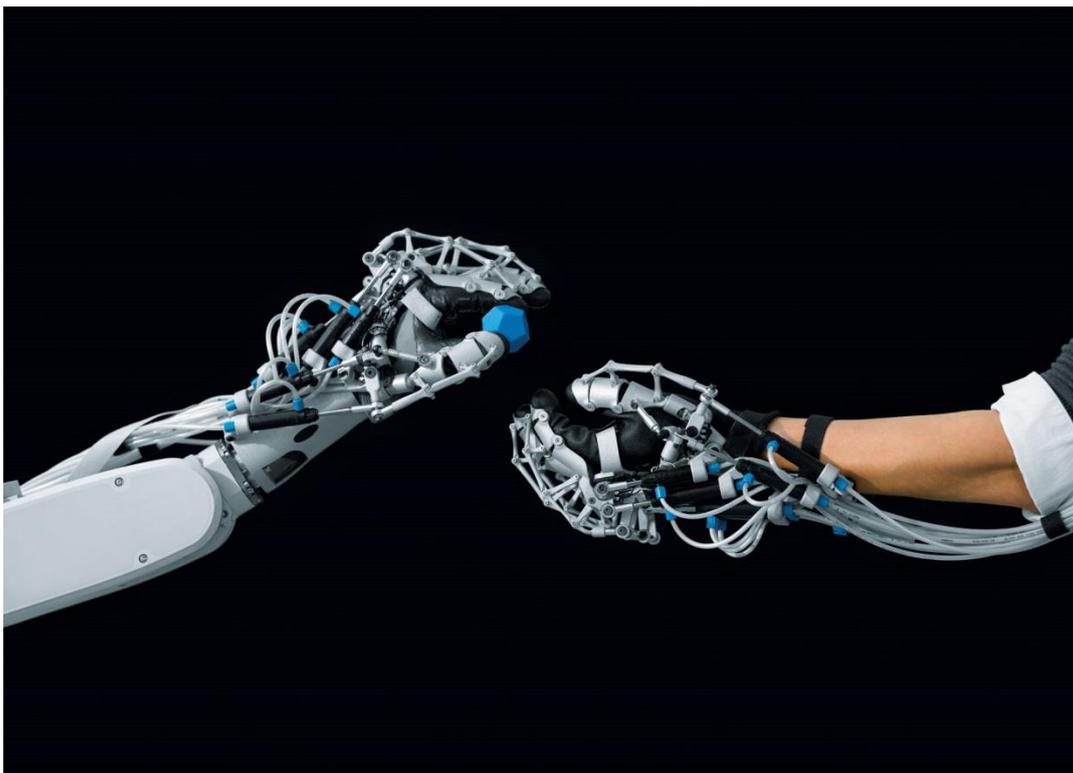


Figura 4. FESTO ExoHand

Capítulo 3

Entorno de Desarrollo

3.1 Matlab

En función de los requisitos del proyecto: Poder integrar en el sistema otros modelos de exosqueletos o modelos de actuadores y poder simular y analizar todo el conjunto, elegimos MATLAB como entorno de desarrollo, con sus toolboxes como Simulink y Simscape.

MATLAB es un lenguaje de alto nivel y un entorno interactivo para el cálculo numérico, la visualización y la programación. Mediante MATLAB, es posible analizar datos, desarrollar algoritmos y crear modelos o aplicaciones. El lenguaje, las herramientas y las funciones matemáticas incorporadas permiten explorar diversos enfoques y llegar a una solución antes que con hojas de cálculo o lenguajes de programación tradicionales, como pueden ser C/C++ o Java.

MATLAB se puede utilizar en una gran variedad de aplicaciones, tales como procesamiento de señales y comunicaciones, procesamiento de imagen y vídeo, sistemas de control, pruebas y medidas, finanzas computacionales y biología computacional [33].

MATLAB es un lenguaje bien conocido ya en el mundo ingenieril. Cuenta con un gran número de utilidades y características. En el presente proyecto lo emplearemos para el análisis y visualización de los datos obtenidos principalmente, gracias a sus funciones integradas para la creación de gráficos en 2-D y 3-D, así como funciones de visualización de volumen.

Los datos recogidos de las toolboxes empleadas, se recopilan en el “workspace” de MATLAB, espacio habilitado para el almacenamiento de todo tipo de datos, con los que posteriormente se trabaja en MATLAB. Con un simple clic, podemos generar diversos tipos de gráficos, y de esta manera, comprender y analizar los resultados obtenidos.

También ha sido usado el lenguaje de programación MATLAB para desarrollar funciones. Con este lenguaje no es necesario realizar tareas administrativas de bajo nivel

como la declaración de variables o la asignación de memoria. Como en otros lenguajes, cuenta con elementos de control de flujo como bucles for, while e if-else entre otros, gestión de errores y programación orientada a objetos.

3.2 Matlab-Simulink

Simulink es un entorno de diagramas de bloque para la simulación multidominio y el diseño basado en modelos. Admite el diseño y la simulación a nivel de sistema, la generación automática de código y la prueba y verificación continuas de los sistemas embebidos.

Simulink ofrece un editor gráfico, bibliotecas de bloques personalizables y solvers para modelar y simular sistemas dinámicos. Se integra con MATLAB, lo que permite incorporar algoritmos de MATLAB en los modelos y exportar los resultados de la simulación a MATLAB para llevar a cabo más análisis [35].

3.2.1 Creación del modelo

Simulink ofrece un conjunto de bloques predefinidos, que se pueden combinar a fin de crear un diagrama de bloques detallado de un sistema.

Para la selección de los bloques, Simulink contiene una biblioteca con multitud de bloques empleados habitualmente para modelar un sistema. Estos están agrupados en distintos apartados según sus aplicaciones, como se observa en la *Figura 5*.

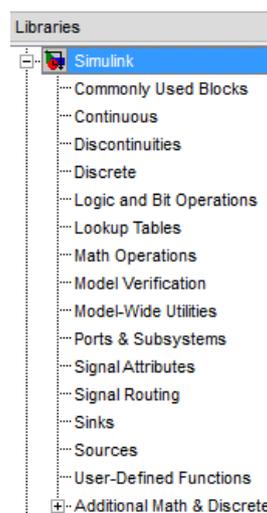


Figura 5. Librería de Simulink

En el presente proyecto se emplean varios de estos bloques, entre los que hay que destacar bloques continuos como “Derivative”, operadores matemáticos como “Add”, “Subtract” o “Product”, puertos como “In1” y “Out1”, bloques estructurales o de enrutamiento como “From”, “Goto” y “MUX”, “Displays” y “Scopes” para la visualización de las señales, fuentes como “Constant” y “pulse generator” y funciones como “Fcn” y “Matlab Function”, en la que se escribe código en lenguaje MATLAB.

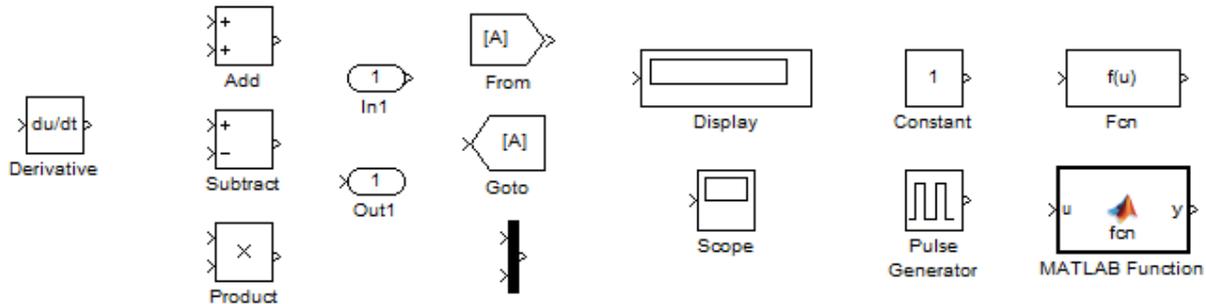


Figura 6. Bloques usados de Simulink

Para crear un modelo, se arrastran estos bloques desde Simulink Library Browser hasta el Simulink Editor, y a continuación, se conectan estos bloques con líneas de señales para establecer relaciones matemáticas entre los componentes del sistema. Es posible agregar jerarquías mediante el encapsulamiento de un grupo de bloques y señales a modo de subsistema en un único bloque.

3.2.2 Simulación del modelo

Es posible simular el comportamiento dinámico del sistema y ver los resultados a medida que se ejecuta la simulación. Se pueden determinar los tiempos de comienzo y fin de la simulación y guardar o cargar los datos recogidos. Existen distintos modos de simulación:

- Normal (por omisión), que simula el modelo interpretándolo.
- Accelerator, que aumenta el rendimiento de la simulación mediante la creación y ejecución de código específico compilado, a la vez que ofrece aún flexibilidad para cambiar los parámetros del modelo durante la simulación.
- Rapid Accelerator, que puede simular modelos con mayor velocidad que el modo Accelerator, mediante la creación de un ejecutable, que puede ejecutarse fuera de Simulink en un segundo núcleo de procesamiento.

Simulink proporciona solvers de ecuaciones diferenciales ordinarias de paso fijo y paso variable. Los solvers son algoritmos de integración numérica, que calculan la dinámica del sistema a lo largo del tiempo, utilizando la información que contiene el modelo. Simulink ofrece solvers compatibles con la simulación de una amplia gama de sistemas.

3.2.3 Análisis de los resultados de la simulación

Al finalizar la simulación, se pueden analizar los resultados obtenidos gracias a los bloques anteriormente nombrados como “displays” o “scopes”. Estos nos ofrecen información numérica o un gráfico en función del tiempo de simulación.

En nuestro caso, como se ha dicho anteriormente, los resultados serán analizados en MATLAB, aunque también nos ayudamos de estos métodos en Simulink para tener una primera impresión de como ha funcionado el sistema.

3.2.4 Conexión con hardware

Cabe la posibilidad de conectar el modelo de Simulink con hardware para la generación rápida de prototipos, la simulación hardware-in-the-loop (HIL) y el despliegue en un sistema embebido.

3.3 Matlab-SimMechanics

SimMechanics proporciona un entorno de simulación multicuerpo para sistemas 3D mecánicos. El sistema multicuerpo se modela utilizando bloques que representan dichos cuerpos, articulaciones, limitaciones y elementos de fuerza, y posteriormente SimMechanics formula y resuelve las ecuaciones de movimiento para todo el sistema mecánico. Se pueden importar Modelos de sistemas de CAD, incluyendo la masa, la inercia, las articulaciones, limitaciones, y la geometría 3D. Una animación 3D generada automáticamente permite visualizar la dinámica del sistema [34].

3.3.1 Modelado de sistemas multicuerpo

SimMechanics cuenta con un conjunto de bloques incluidos en su librería que permiten la construcción del sistema multicuerpo. Estos bloques están agrupados según su funcionalidad, como se observa en la *Figura 7*.

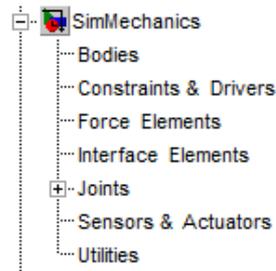


Figura 7. Librería de SimMechanics

En el proyecto se emplean varios de estos bloques, entre los que hay que destacar los bloques “Body”, “Ground” y “Environment Machine”, donde se configuran las características del entorno de simulación. Bloques Joint como “Weld”, “Revolute” y “Universal” y sensores y actuadores como “Body Actuator”, “Body Sensor”, “Joint Actuator”, “Joint Sensor” y “Variable Mass & Inertia Actuator”.

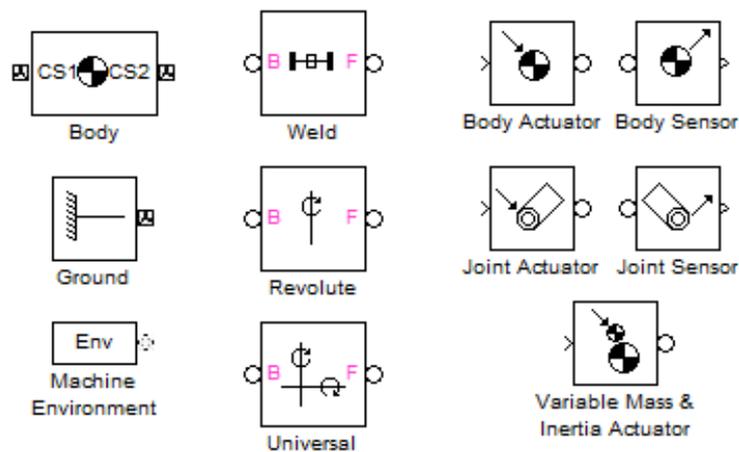


Figura 8. Bloques usados de SimMechanics

Para la construcción del modelo, arrastramos los bloques desde la biblioteca al editor y los conectamos entre sí usando articulaciones o limitaciones, que delimitan los grados de libertad con los que cuenta el sistema. Se pueden definir los cuerpos en cuanto a sus puntos de inercia, masa y conexión, formando cuerpos compuestos por varios bloques con geometrías simples o formas complejas.

Mediante los actuadores se genera el movimiento del sistema y mediante los sensores se pueden recoger diversos datos del sistema como posición, velocidad, aceleración y ángulo entre otras. Estos datos se pueden hacer llegar hasta otros modelos de control implementados en Simulink, a fin de controlar nuestro sistema.



3.3.2 Simulación de modelos

Es posible realizar diferentes tipos de análisis, incluyendo la dinámica directa, dinámica inversa y cinemática. Podemos aplicar fuerzas y momentos al sistema y ver el movimiento resultante, o especificar movimientos y calcular las fuerzas y pares de torsión requeridos para producir ese movimiento.

3.3.3 Visualización de Modelos

Al simular el modelo creado, SimMechanics puede generar automáticamente una simulación 3D, donde se muestra el mecanismo creado y se aprecian los movimientos que realiza el sistema.

Se puede elegir el color, opacidad y otras propiedades visuales de cada uno de los cuerpos o incluso se pueden importar imágenes de modelos CAD para hacerlo más realista. También es posible mostrar los ejes y centros de masa de cada uno de los cuerpos creados e incluso generar un video de la simulación del sistema.

Capítulo 4

Diseño del Modelo

Para diseñar el modelo es necesario el desarrollo de una serie de tareas y estudios explicados a continuación.

4.1 Estudio Biomecánico de la Mano Humana

La mano es una herramienta mecánica y sensitiva que se subdivide en tres partes: Muñeca, metacarpo y dedos (cinco dedos, en los que se incluye el pulgar).



Figura 9. Partes de la mano

Los cinco dedos son el pulgar (I), en posición lateral, y los cuatro dedos mediales a este: índice (II), medio (III), anular (IV) y meñique (V).

En la posición de reposo, los dedos forman una arcada, debido a su flexión. El meñique está más flexionado y el índice es el que menos flexionado se encuentra. En la posición anatómica, los dedos están extendidos. La mano tiene una superficie anterior (palma) y una superficie dorsal (dorso de la mano).

La abducción y la aducción de los dedos se definen respecto a un eje longitudinal, que pasa por el dedo medio. En la posición anatómica, el eje longitudinal del pulgar se encuentra rotado 90° con respecto del resto de los dedos, de modo que la yema del pulgar apunta en sentido medial, por tanto, los movimientos del pulgar se definen en perpendicular respecto de los movimientos de los otros dedos de la mano [12].

4.1.1 Huesos

En la mano hay tres grupos de huesos:

- Los ocho huesos del carpo, que constituyen los huesos de la muñeca y se disponen en dos filas: proximal (escafoides, semilunar, piramidal y pisiforme) y distal (trapecio, trapecoide, grande y ganchoso), cada una formada por cuatro huesos.

Estos huesos tienen numerosas superficies articulares. Todas ellas se articulan entre sí, y los huesos del carpo de la fila distal lo hacen con los metacarpianos de los dedos. Las articulaciones de los metacarpianos con los huesos del carpo son muy poco móviles, excepto la articulación del metacarpiano del pulgar.

Las extensas superficies proximales del escafoides y del semilunar se articulan con el radio y forman la articulación de la muñeca.

- Los cinco metacarpianos, que son los huesos del metacarpo. Cada uno se relaciona con un dedo. Están formados por una base, un cuerpo y una cabeza, situada distalmente. Las bases de todos los metacarpianos se articulan con los huesos del carpo y además entre sí, y las cabezas de todos los metacarpianos se articulan con las falanges proximales de los dedos.
- Las falanges, que son los huesos de los dedos. El pulgar tiene solo dos falanges: proximal y distal, mientras que el resto de los dedos tiene tres: proximal, medial y distal. Cada una de las falanges tiene una base, un cuerpo y una cabeza, situada distalmente. La base de la falange proximal se articula con la cabeza del hueso metacarpiano correspondiente. La cabeza de la falange distal no se articula y se aplana formando una tuberosidad distal con forma de media luna.

Los huesos del carpo y los metacarpianos de los dedos índice, medio, anular y meñique tienden a actuar como una unidad y constituyen la mayor parte del esqueleto óseo de la palma. El metacarpiano del pulgar funciona de forma independiente y tiene más flexibilidad en la articulación carpometacarpiana, para conseguir la oposición del pulgar al resto de dedos [12].

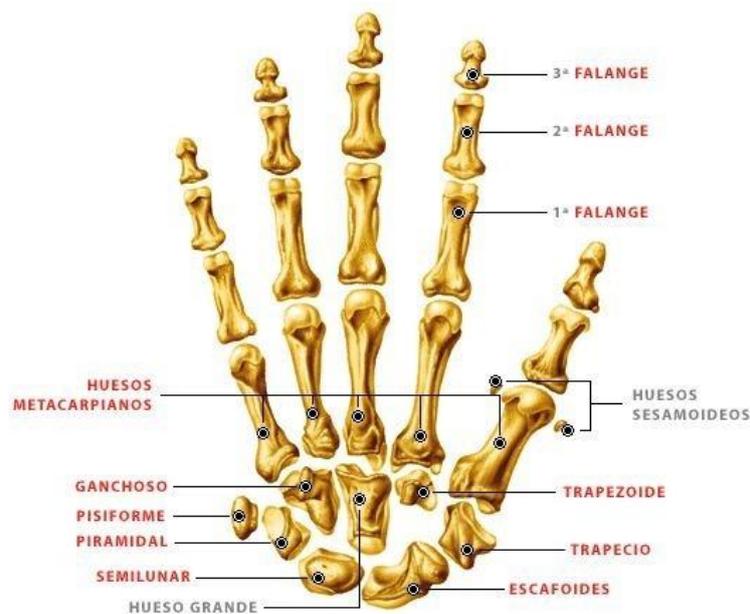


Figura 10. Huesos de la mano

4.1.2 Articulaciones

- Articulación de la muñeca: Se establece en el extremo distal del radio y el disco articular (situado en el extremo distal del cúbito) y los huesos escafoides, semilunar y piramidal. Esta articulación está reforzada por los ligamentos radiocarpiano palmar, cubitocarpiano palmar, radiocarpiano dorsal, colaterales radiales y cubital de la articulación de la muñeca. Estos ligamentos refuerzan los lados medial y lateral de la articulación de la muñeca

Permite que se realicen movimientos en dos ejes. La mano se puede abducir, aducir, flexionar y extender en esta articulación.

- Articulaciones del carpo: El movimiento de estas articulaciones es muy limitado, pero contribuyen a desplazar la mano durante la abducción, aducción, flexión y, en especial, durante la extensión. Estas articulaciones están reforzadas por numerosos ligamentos.
- Articulaciones carpometacarpianas: Hay cinco articulaciones carpometacarpianas que se forman entre los huesos metacarpianos y la fila distal de los huesos del carpo. Entre el primer metacarpiano y el trapecio se forma una articulación que permite una gran amplitud de movimientos al pulgar, a diferencia del resto de los dedos. Los movimientos que se pueden realizar en esta primera articulación son: flexión, extensión, abducción, aducción, rotación y circunducción.

Las articulaciones carpometacarpianas que se establecen entre el II al V metacarpiano y los huesos del carpo son mucho menos móviles, y sólo permiten movimientos limitados de deslizamiento.

- Articulaciones metacarpofalángicas (MCP): Estas articulaciones están entre las cabezas distales de los metacarpianos y las falanges proximales de los dedos. Permiten movimientos de flexión, extensión, abducción y aducción. Estas articulaciones se encuentran reforzadas por el ligamento palmar y los ligamentos colaterales medial y lateral.

Los tres ligamentos metacarpianos transversos profundos son gruesas bandas de tejido conjuntivo, que conectan los ligamentos palmares de las articulaciones metacarpofalángicas de los dedos entre sí. Al mantener juntas las cabezas de los metacarpianos, limitan los movimientos de estos entre sí. Este ligamento no existe entre el índice y el pulgar, lo que permite mayor movilidad al pulgar.

- Articulaciones interfalángicas proximal y distal (PIP, DIP): Estas articulaciones son de tipo bisagra y permiten solamente los movimientos de flexión y extensión. Se encuentran reforzadas por los ligamentos colaterales medial y lateral, así como por los ligamentos palmares [12].

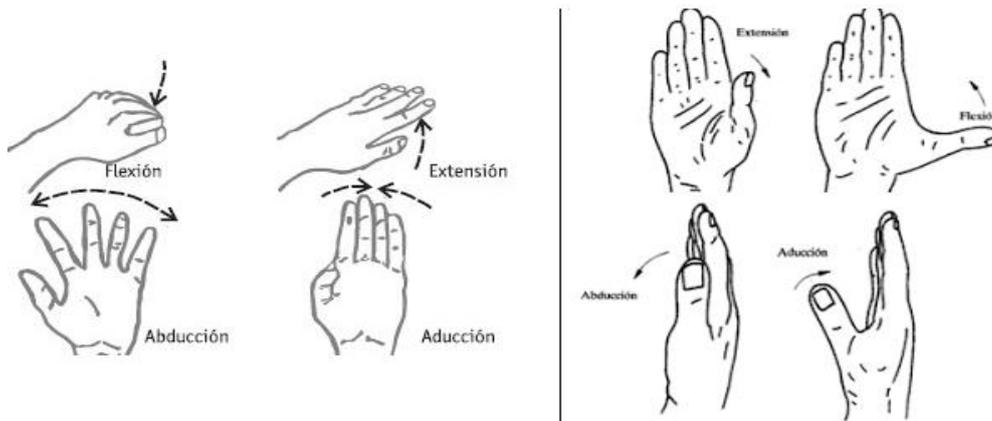


Figura 11. Algunos movimientos de la mano

Parte	Articulación	GDL	Rango Flexión-Extensión	Rango Abducción-Aducción
Muñeca	Radiocarpiana	2	80° - 70°	30° - 30°
Dedos	Metacarpofalángica (MCP)	2	90° - 15°	20° - 20°
	Interfalángica proximal (PIP)	1	100° - 0°	-
	Interfalángica distal (DIP)	1	90° - 0°	-
Pulgar	Carpometacarpiana	2	90° (oposición)	70° - 70°
	Metacarpofalángica (MCP)	1	50° - 50°	-
	Interfalángica (IP)	1	80° - 80°	-

Tabla 1. GDL y Rango de movimiento de las articulaciones de la mano [21]

4.1.3 Músculos

Los músculos encargados del movimiento de la mano se dividen en tres zonas: compartimento anterior de antebrazo, compartimento posterior del antebrazo y mano y estos a su vez están divididos en varias sub-zonas como se expone a continuación [12].

- **Compartimento anterior del antebrazo:** Los músculos de esta zona se disponen en tres planos: superficial, intermedio y profundo. En general, estos músculos se asocian con movimientos de articulación de la muñeca y flexión de los dedos.

Músculos del plano superficial:

Músculo	Abreviatura	Origen	Inserción	Función principal
Flexor cubital del carpo	FCU	Cabeza humeral y cabeza cubital	Hueso pisiforme, gancho y base del V metacarpiano	Flexiona y aduce la muñeca
Palmar largo	PL	Epicóndilo medial del húmero	Aponeurosis palmar de la mano	Flexiona la muñeca
Flexor radial del carpo	FCR	Epicóndilo medial del húmero	Base del II y III metacarpianos	Flexiona y abduce la muñeca

Tabla 2. Músculos del plano superficial del compartimento anterior del antebrazo

Músculos del plano intermedio:

Músculo	Abreviatura	Origen	Inserción	Función principal
Flexor superficial de los dedos	FDS	Cabeza humerocubital y cabeza radial	Cuatro tendones que se insertan en las falanges medias de los dedos II, III, IV y V	Flexiona las articulaciones interfalángicas proximales de los dedos

Tabla 3. Músculos del plano intermedio del compartimento anterior del antebrazo

Músculos del plano profundo:

Músculo	Abreviatura	Origen	Inserción	Función principal
Flexor profundo de los dedos	FDP	Superficies anterior y medial del cúbito	Cuatro tendones que se insertan en las falanges distales de los dedos II, III, IV y V	Flexiona las articulaciones interfalángicas distales de los dedos
Flexor largo del pulgar	FPL	Superficie anterior del radio	Falange distal del pulgar	Flexiona la articulación interfalángica del pulgar

Tabla 4. Músculos del plano profundo del compartimento anterior del antebrazo

- Compartimento posterior del antebrazo: Los músculos de esta zona se disponen en dos planos: superficial y profundo. Estos músculos se relacionan con los movimientos de la articulación de la muñeca, la extensión de los dedos y el pulgar.

Músculos del plano superficial:

Músculo	Abreviatura	Origen	Inserción	Función principal
Extensor radial largo del carpo	ECRL	Parte distal de la cresta supracondílea lateral del húmero	Base del II metacarpiano	Extiende y abduce la muñeca
Extensor radial corto del carpo	ECRB	Epicóndilo lateral del húmero	Base del II y III metacarpianos	Extiende y abduce la muñeca
Extensor de los dedos	EDC	Epicóndilo lateral del húmero	Cuatro tendones que se insertan en las falanges media y distal de los dedos II, III, IV y V	Extiende los dedos II, III, IV y V
Extensor del dedo meñique	EDM	Epicóndilo lateral del húmero	Capuchón extensor del dedo meñique	Extiende el dedo meñique
Extensor cubital del carpo	ECU	Epicóndilo lateral del húmero y borde posterior del cúbito	Base del V metacarpiano	Extiende y aduce la muñeca

Tabla 5. Músculos del plano superficial del compartimento posterior del antebrazo

Músculos del plano profundo:

Músculo	Abreviatura	Origen	Inserción	Función principal
Abductor largo del pulgar	APL	Superficies posteriores del cúbito y radio	Base del I metacarpiano	Abduce la articulación carpometacarpiana del pulgar
Extensor corto del pulgar	EPB	Superficie posterior del radio	Base de la falange proximal del pulgar	Extiende la articulación metacarpofalángica del pulgar
Extensor largo del pulgar	EPL	Superficie posterior del cúbito	Base de la falange distal del pulgar	Extiende la articulación interfalángica del pulgar
Extensor del índice	EIP	Superficie posterior del cúbito	Capuchón extensor del dedo índice	Extiende el dedo índice

Tabla 6. Músculos del plano profundo del compartimento posterior del antebrazo



- Mano: Los músculos intrínsecos de la mano realizan principalmente movimientos de precisión, a diferencia de los músculos extrínsecos, que se encuentran en el antebrazo y desempeñan una función de agarre potente.

Músculos intrínsecos de la mano:

Músculo	Abreviatura	Origen	Inserción	Función principal
Interóseos dorsales	DI	Caras adyacentes de los metacarpianos	Capuchón extensor y base de las falanges proximales de los dedos II, III y IV	Abducción de los dedos II, III y IV en la articulación metacarpofalángica
Interóseos palmares	PI	Lados de los metacarpianos	Capuchones extensores de los dedos I, II, IV y V y falange proximal del pulgar	Aducción de los dedos I, II, IV y V en las articulaciones metacarpofalángicas
Aductor del pulgar	AP	Cabeza y bases del II y III metacarpiano	Base de la falange proximal y capuchón extensor del pulgar	Aduce el pulgar
Lumbricales	LU	Tendones del flexor profundo de los dedos	Capuchones extensores de los dedos II, III, IV y V	Flexionar las articulaciones metacarpofalángicas
Oponente del pulgar	OP	Trapezio	Primer metacarpiano	Rotación medial del pulgar
Abductor corto del pulgar	APB	Escafoides y trapecio	Falange proximal y capuchón extensor del pulgar	Abduce el pulgar en la articulación metacarpofalángica
Flexor corto del pulgar	FPB	Trapezio	Falange proximal del pulgar	Flexiona el pulgar en la articulación metacarpofalángica
Oponente del meñique	ODM	Ganchoso	Quinto metacarpiano	Rota lateralmente el V metacarpiano
Abductor del meñique	ADM	Pisiforme	Falange proximal del meñique	Abduce el meñique en la articulación metacarpofalángica
Flexor corto del meñique	FDMB	Ganchoso	Falange proximal del meñique	Flexiona el meñique en la articulación metacarpofalángica

Tabla 7. Músculos intrínsecos de la mano

4.2 Modelo Esquelético de la mano

Una vez realizado el estudio biomecánico de la mano, hay que pensar en el diseño de nuestro modelo esquelético. En este apartado hay dos aspectos a los que atender: las dimensiones de cada segmento y la masa de cada segmento.

El modelo esquelético diseñado es un modelo de dos dimensiones, por tanto, no se tiene en cuenta el volumen de los cuerpos. Se ha diseñado de este modo debido a que no tiene influencia en los resultados de la simulación, solamente afecta a la visualización de los movimientos de la mano, y estos se visualizan con claridad en un modelo de dos dimensiones.

Además, cada sección de la mano está representada por formas geométricas simples, usualmente rectángulos o polígonos de cuatro lados. Se ha diseñado de esta manera por el mismo motivo: no afecta a los resultados, solamente a la visualización de los mismos.

4.2.1 Dimensiones de los Segmentos

Para la determinación de las dimensiones de los segmentos, la primera idea fue recopilar diferentes datos reales de la población, con el fin de hacer una media. Pero estos datos han sido muy complicados de obtener para cada uno de los segmentos de la mano y por lo tanto, se ha optado por una opción más sencilla, personalizada y accesible.

Se ha tomado como referencia la mano de un hombre europeo de 23 años de edad, 1,82m de altura y 78Kg de peso, y mediante cálculos que a continuación se explican, se han determinado las dimensiones de cada uno de los segmentos. Este método realmente no es un método exacto, pero como veremos posteriormente, se han obtenido buenos resultados visuales del modelo.

Para comenzar con el desarrollo de este método, se mide la falange medial del dedo índice y se obtienen valores del largo y del ancho de esta sección. A continuación, se mide esta misma sección en un dibujo a escala [12], obteniendo los valores de largo y ancho de la falange medial del dedo índice del dibujo a escala.

Con los datos obtenidos, establecemos la relación entre las medidas reales de la mano y las medidas del dibujo a escala de la mano con las *ecuaciones 1 y 2*:

$$l_{RS} = \frac{l_{DS} \cdot l_{Rfmi}}{l_{Dfmi}} \quad (1)$$



Donde l_{RS} es el valor real de la longitud del segmento (medida que queremos obtener), l_{DS} es el valor de la longitud del segmento en el dibujo a escala, l_{Rfmi} es el valor real de la longitud de la falange medial del dedo índice y l_{Dfmi} es el valor de la longitud de la falange medial del dedo índice en el dibujo.

$$a_{RS} = \frac{a_{DS} \cdot a_{Rfmi}}{a_{Dfmi}} \quad (2)$$

Donde a_{RS} es el valor real de la anchura del segmento (medida que queremos obtener), a_{DS} es el valor de la anchura del segmento en el dibujo a escala, a_{Rfmi} es el valor real de la anchura de la falange medial del dedo índice y a_{Dfmi} es el valor de la anchura de la falange medial del dedo índice en el dibujo.

Con las ecuaciones 1 y 2 obtenemos los datos reales de las medidas de cada sección de la mano:

Sección	Largo (cm)	Ancho (cm)
Radio/Cúbito	33	8
Escafoides	2.1	1.12
Semilunar	1.26	1.26
Trapezio	1.4	1.26
Trapezoide	1.26	1.12
Grande	2.17	1.12
Piramidal	1.54	1.26
Pisiforme	0.84	0.84
Ganchoso	1.86 (base)	1.54 (altura)
Metacarpiano I	4.76	1.71
Falange proximal I	3.29	1.58
Falange distal I	2.03	1.58
Metacarpiano II	6.72	1.84
Falange proximal II	4.06	1.98
Falange medial II	2.45	1.45
Falange distal II	1.96	0.93
Metacarpiano III	6.09	1.58
Falange proximal III	4.69	1.98
Falange medial III	2.94	1.84
Falange distal III	2.03	1.05
Metacarpiano IV	5.53	1.45
Falange proximal IV	4.27	1.84
Falange medial IV	2.52	1.71
Falange distal IV	2.1	1.05
Metacarpiano V	5.04	1.71

Falange proximal V	3.43	1.58
Falange medial V	1.96	1.31
Falange distal V	1.96	0.79

Tabla 8. Largo y ancho de las secciones de la mano

Con las medidas obtenidas, se ha creado un modelo esquelético en papel, que posteriormente ha servido como referencia para la construcción del modelo esquelético en Matlab-SimMechanics.

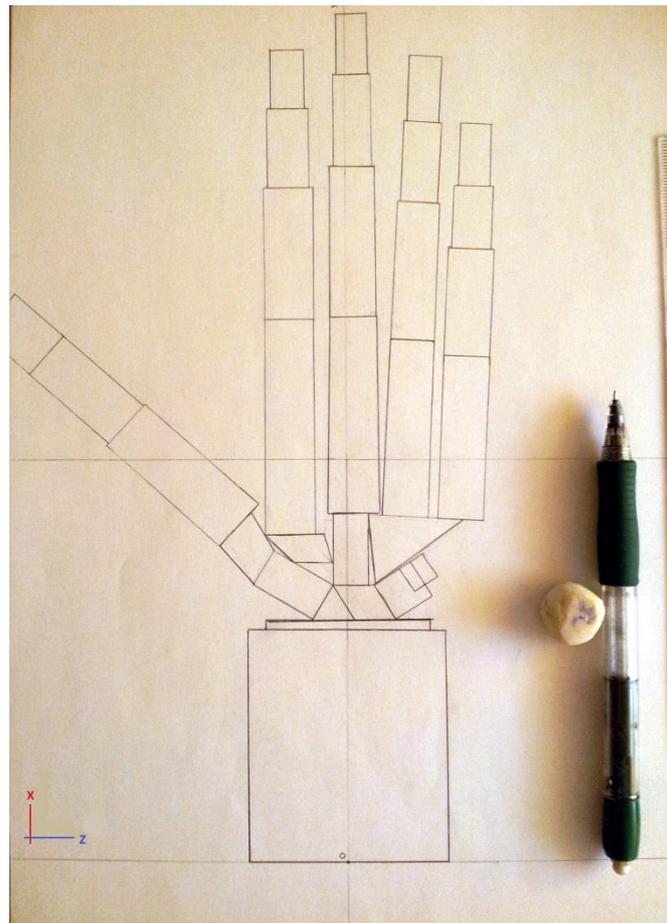


Figura 12. Modelo esquelético de la mano en papel

De este modelo en papel se han obtenido las coordenadas que definen cada una de las secciones (aristas de cada polígono, centros de gravedad y puntos de unión entre unas secciones y otras), recogidos en la *Tabla 9*.

El punto de origen de cada sección lo marca la unión con la sección anterior, por tanto, todos los puntos están referenciados a su punto de unión con la sección anterior, es decir, no se han usado coordenadas globales.



Sección	Pto. de origen	Aristas (cm)	C. G. (cm)	Ptos. de unión (cm)
Radio/Cúbito	0	(0,0,3); (7,0,3); (7,0,-3); (0,0,-3)	(3.5,0,0)	$U_{Disc art}$ (7,0,0)
Disco articular	Radio/Cúbito	(0,0,2.5); (0.3,0,2.5); (0.3,0,-2.5); (0,0,-2.5)	(0.15,0,0)	U_{esc} (0.3,0,-1.05) U_{sem} (0.3,0,0.85)
Escafoides	Disco articular	(0,0,0); (1.1,0,0.6); (2.1,0,-1.2); (1.1,0,-1.8)	(1.1,0,-0.6)	U_{gra} (1.1,0,-0.05) U_{trap} (1.65,0,-1.5) U_{traz} (1.75,0,-0.6)
Semilunar	Disco articular	(0,0,0.6); (1.1,0,-0.5); (1.1,0,-1.3); (0,0,-0.06)	(0.5,0,-0.3)	U_{gan} (1.1,0,-0.5) U_{gra} (1.1,0,-0.7) U_{pir} (0.5,0,0.3)
Trapezio	Escafoides	(0.5,0,0.3); (1.7,0,-0.35); (0.7,0,-1.3); (-0.5,0,-0.3)	(0.6,0,-0.45)	U_{traz} (1,0,0) U_{metI} (1.3,0,-0.7)
Trapezoide	Escafoides	(0,0,0); (0,0,1.2); (0.9,0,1); (0.9,0,-0.8)	(0.45,0,0.4)	U_{metII} (0.9,0,0)
Grande	Semilunar	(0,0,0.55); (2.2,0,0.55); (2.2,0,-0.55); (0,0,-0.55)	(1.1,0,0)	U_{gan} (2.2,0,0.55) U_{traz} (0.7,0,-0.55) U_{metIII} (2.2,0,0.1)
Piramidal	Semilunar	(-0.5,0,-0.3); (0.2,0,1.5); (1.2,0,0.85); (0.5,0,-0.3)	(0.35,0,0.55)	U_{gan} (0.5,0,-0.3) U_{pis} (0.9,0,1.05)
Pisiforme	Piramidal	(-0.1,0,0.6); (0.6,0,0.2); (0.15,0,-0.6); (-0.55,0,-0.1)	(0,0,0)	-
Ganchoso	Semilunar	(0,0,0); (1.95,0,2.7); (2.2,0,- 0.2)	(1.45,0,0.75)	U_{metIV} (2.05,0,0.95) U_{metV} (1.95,0,2.7)
Metacarpiano I	Trapezio	(0.65,0,0.6); (3.8,0,-2.8); (2.5,0,-4); (-0.62,0,-0.55)	(1.6,0,-1.68)	$U_{fal.p I}$ (3.18,0,-3.45)
Falange proximal I	Metacarpiano I	(0.6,0,0.55); (2.8,0,-1.85); (1.6,0,-2.95); (-0.6,0,-0.55)	(1.1,0,-1.25)	$U_{fal.d I}$ (2.2,0,-2.4)
Falange distal I	Falange proximal I	(0.55,0,0.55); (1.9,0,-0.9); (0.67,0,-1.82); (-0.55,0,-0.55)	(0.65,0,-0.7)	-
Metacarpiano II	Trapezoide	(0,0,0.75); (6.7,0,0.75); (6.7,0,-0.75); (0,0,-0.75)	(3.35,0,0)	$U_{fal.p II}$ (6.7,0,0)
Falange proximal II	Metacarpiano II	(0,0,0.75); (4.1,0,0.75); (4.1,0,-0.75); (0,0,-0.75)	(2.05,0,0)	$U_{fal.m II}$ (4.1,0,0)
Falange medial II	Falange proximal II	(0,0,0.65); (2.5,0,0.65); (2.5,0,-0.65); (0,0,-0.65)	(1.25,0,0)	$U_{fal.d II}$ (2.5,0,0)
Falange distal II	Falange medial II	(0,0,0.55); (1.9,0,0.55); (1.9,0,-0.55); (0,0,-0.55)	(0.95,0,0)	-
Metacarpiano III	Grande	(0,0,0.8); (6.1,0,0.8); (6.1,0,-0.8); (0,0,-0.8)	(3.05,0,0)	$U_{fal.p III}$ (6.1,0,0)
Falange proximal III	Metacarpiano III	(0,0,0.8); (4.7,0,0.8); (4.7,0,-0.8); (0,0,-0.8)	(2.35,0,0)	$U_{fal.m III}$ (4.7,0,0)



Falange medial III	Falange proximal III	(0,0,0.6); (2.9,0,0.6); (2.9,0,-0.6); (0,0,-0.6)	(1.45,0,0)	$U_{fal.dIII}(2.9,0,0)$
Falange distal III	Falange medial III	(0,0,0.5); (2,0,0.5); (2,0,-0.5); (0,0,-0.5)	(1,0,0)	-
Metacarpiano IV	Ganchoso	(-0.05,0,0.69); (5.5,0,0.97); (5.55,0,-0.4); (0.05,0,-0.7)	(2.82,0,0.14)	$U_{fal.p IV}(5.5,0,0.28)$
Falange proximal IV	Metacarpiano IV	(-0.05,0,0.69); (4.3,0,0.9); (4.35,0,-0.4); (0.05,0,-0.68)	(2.15,0,0.1)	$U_{fal.m IV}(4.3,0,0.25)$
Falange medial IV	Falange proximal IV	(-0.05,0,0.55); (2.5,0,0.7); (2.55,0,-0.45); (0.05,0,0-0.55)	(1.3,0,0.1)	$U_{fal.dIV}(2.5,0,0.12)$
Falange distal IV	Falange medial IV	(-0.05,0,0.5); (2.05,0,0.6); (2.1,0,-0.4); (0.05,0,-0.5)	(1.05,0,0.1)	-
Metacarpiano V	Ganchoso	(-0.05,0,0.65); (5.05,0,0.9); (5.1,0,-0.5); (0.05,0,-0.7)	(2.6,0,0.1)	$U_{fal.p V}(5.05,0,0.2)$
Falange proximal V	Metacarpiano V	(-0.05,0,0.7); (3.3,0,0.82); (3.35,0,-0.6); (0.05,0,-0.7)	(1.7,0,0.1)	$U_{fal.m V}(3.3,0,0.1)$
Falange medial V	Falange proximal V	(-0.05,0,0.6); (1.9,0,0.7); (1.95,0,-0.5); (0.05,0,-0.6)	(1,0,0.1)	$U_{fal.d V}(1.9,0,0.1)$
Falange distal V	Falange medial V	(-0.05,0,0.5); (1.9,0,0.55); (1.95,0,-0.4); (0.05,0,-0.5)	(1,0,0.1)	-

Tabla 9. Puntos que definen las secciones

4.2.2 Masa de los Segmentos

Para el cálculo del valor de la masa de cada segmento, se ha propuesto una aproximación en función del peso total de la mano y el área de cada segmento.

En todos los cálculos utilizados para la aproximación de la masa de cada segmento, se ha tenido en cuenta que la masa total de la mano humana tiene un porcentaje de aproximadamente 0.7% de la masa total del individuo [2].

Esta solución de aproximación se ha desarrollado con el objetivo de poder elegir entre una simulación que tiene en cuenta solo el peso de los segmentos de la mano, y otra simulación que tiene en cuenta tanto el peso de los segmentos, como también el peso de los tejidos.

Para ambos métodos, se ha utilizado el área de cada segmento de la mano, que ha sido medida separando cada uno de los segmentos en polígonos simples y sumando sus áreas, como se puede observar en la *Figura 13*.

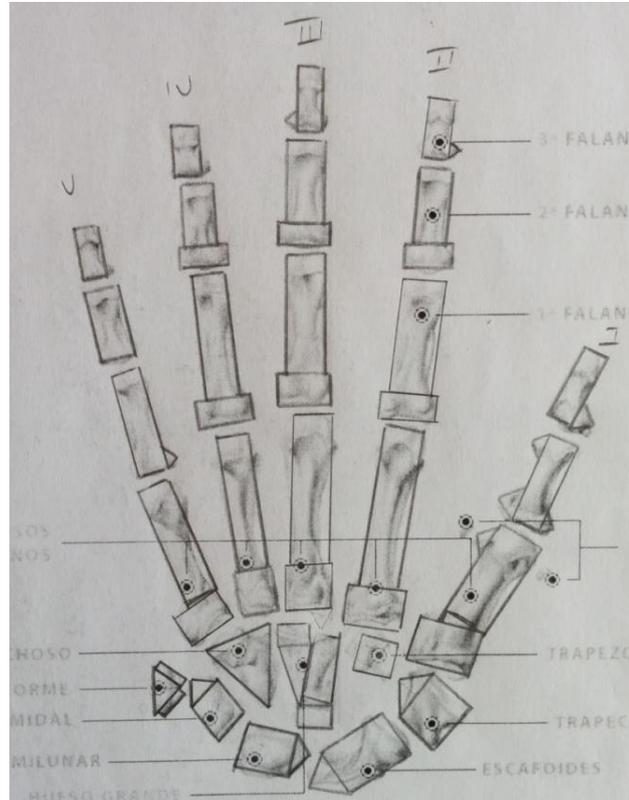


Figura 13. Separación de cada segmento en polígonos simples

Como se puede observar, cada segmento ha sido dividido utilizando rectángulos y triángulos. Por tanto, para el cálculo del área de cada segmento, simplemente usaremos la fórmula del área de un rectángulo ($A = l^2$) y del área de un triángulo ($A = b \cdot a/2$) para calcular el área de cada una de las divisiones hechas, y para finalizar sumaremos dichas áreas. No es un método exacto, pero nos da una buena aproximación del área de cada segmento.

Hay que tener en cuenta que solo se necesita la relación del área de cada sección respecto al área de la suma de todas las secciones, por tanto, utilizamos un dibujo a escala para hacer las mediciones correspondientes. Aunque los valores de las áreas no sean los reales, la relación entre el área de la sección y el área total sí lo es.

A continuación se exponen los valores de las áreas de cada una de las secciones calculados:

Sección	Área (cm ²)	% Área total
Metacarpiano I	2.06	7.95
Falange proximal I	0.91	3.51
Falange distal I	0.59	2.27
Metacarpiano II	2.1	8.1
Falange proximal II	1.62	6.25
Falange medial II	0.9	3.47
Falange distal II	0.375	1.44
Metacarpiano III	1.9	7.33
Falange proximal III	1.48	5.71
Falange medial III	1.03	3.97
Falange distal III	0.415	1.6
Metacarpiano IV	1.52	5.86
Falange proximal IV	1.38	5.32
Falange medial IV	0.72	2.77
Falange distal IV	0.32	1.23
Metacarpiano V	1.35	5.21
Falange proximal V	0.67	2.58
Falange medial V	0.605	2.33
Falange distal V	0.28	1.08
Semilunar	0.69375	2.67
Escafoides	1.12	4.32
Piramidal	0.51	1.96
Pisiforme	0.44	1.69
Trapezio	0.82875	2.67
Trapezoide	0.36	1.38
Grande	1.05	4.05
Ganchoso	0.68	2.62
TOTAL	25.9075	100

Tabla 10. Áreas y porcentajes de cada segmento respecto al área total

- El primer método no tiene en cuenta la masa de los tejidos, solamente el x% de área del segmento con respecto al área total. De esta manera, la masa de cada segmento es calculada con la *ecuación 3*:

$$m_s = m_t \cdot 0,007 \cdot \frac{A_s}{A_t} \quad (3)$$

Donde m_s es la masa del segmento, m_t es la masa total del individuo, A_s es el área del segmento y A_t es la suma de las áreas de todos los segmentos de la mano.

- En el segundo método se quiere tener en cuenta la masa de los tejidos de la mano: carne, músculo, etc. Este método nace de la simple observación de la mano y de la observación de donde están situados los músculos de la mano mayoritariamente y demás tejidos. Por ello, en las secciones donde hay más músculo, se utiliza una ponderación más elevada, en detrimento de las secciones donde los tejidos sean menores.

Zonas	% Tejido	Nº huesos
Escafoides-trapecio-metacarpiano I	35	3
Semilunar-piramidal-pisiforme-metacarpiano V	35	4
Ganchoso-grande-trapezoide-metacarpianos II, III y IV	30	6
Falanges de los dedos	0	-

Tabla 11. Porcentaje de tejido en cada zona de la mano

Basándonos en los datos de la *Tabla 11* desarrollamos la *ecuación 4* para el cálculo de la masa de cada segmento del segundo método, donde el 0,3% de la masa total del individuo lo van a representar los tejidos de la mano y el 0,4% restante lo representará la relación de áreas como en el método anterior:

$$m_s = \left(m_t \cdot 0,004 \cdot \frac{A_s}{A_t} \right) + \left(m_t \cdot 0,003 \cdot \frac{X \%}{n} \right) \quad (4)$$

Donde m_s es la masa del segmento, m_t es la masa total del individuo, A_s es el área del segmento y A_t es la suma de las áreas de todos los segmentos de la mano, $X \%$ es el porcentaje de tejido de la zona y n el número de huesos de la zona.

Al simular el modelo cabe la posibilidad de elegir entre un método u otro.

4.3 Modelo Muscular de la Mano

Es necesario desarrollar cada uno de los músculos por separado para, posteriormente, conectarlos con el modelo esquelético creado.

Como hemos visto anteriormente, algunos músculos tienen varias funciones o varias inserciones muy diferenciadas. En estos casos se ha optado por crear varios músculos con las mismas características. Por ejemplo, podemos observar que el músculo FCU flexiona y aduce la muñeca. En este caso se ha creado FCU1 para la función de flexión y FCU2 para la función de aducción. Esto ocurre en varios músculos, en los que la solución propuesta ha sido la misma.

Además, como podemos observar en las *Tablas 2, 3, 4, 5, 6 y 7*, los orígenes e inserciones de los músculos hacen referencia a puntos muy concretos de los huesos de la mano y el antebrazo. En nuestro modelo, al tratarse de un modelo simplificado formado por formas geométricas simples, no es posible este nivel de precisión y en muchos de los casos se han tomado como puntos de origen e inserción puntos característicos del segmento, como el centro de gravedad o alguna arista. Hay que tener en cuenta que dichos puntos están referenciados al punto de origen de la sección en la que se encuentran alojados.

Finalmente, se debe puntualizar que en el modelo muscular diseñado no se ha tenido en cuenta la influencia de los tendones, y se ha conectado la fuerza muscular directamente al hueso.

En la *Tabla 12* se listan los músculos creados, con sus funciones, puntos de origen y puntos de inserción:

Músculo	Abreviatura	Pto. Origen - Sección Origen	Pto. Inserción - Sección Inserción	Función (eje)
Flexor cubital del carpo	FCU1	(-25,0,3.2) -	(1.45,0,0.75) - Ganchoso	Flexiona muñeca (+y)
	FCU2	Cúbito/Radio	(0,0,0) - Metacarpiano V	Aduce muñeca (+z)
Palmar largo	PL	(-25,0,3.2) -	(0,0,0) - Metacarpiano III	Flexiona muñeca (+y)
Flexor radial del carpo	FCR1	(-25,0,3.2) -	(0,0,0) - Metacarpiano III	Flexiona muñeca (+y)
	FCR2	Cúbito/Radio	(0,0,0) - Metacarpiano II	Abduce muñeca (-z)
Flexor superficial de II	FDSI	(-25,0,3.2) -	(1.25,0,0) - Falange Medial II	Flexiona PIP II (+y)
Flexor superficial de III	FDSM	(-25,0,3.2) -	(1.45,0,0) - Falange Medial III	Flexiona PIP III (+y)
Flexor superficial de IV	FDSR	(-25,0,3.2) -	(1.3,0,0.1) - Falange Medial IV	Flexiona PIP IV (+y)
Flexor superficial de V	FDSL	(-25,0,3.2) -	(1,0,0.1) - Falange Medial V	Flexiona PIP V (+y)



Flexor profundo de II	FDPI	(-25,0,3.2) - Cúbito/Radio	(0.95,0,0) - Falange Distal II	Flexiona DIP II (+y)
Flexor profundo de III	FDPM	(-25,0,3.2) - Cúbito/Radio	(1,0,0) - Falange Distal III	Flexiona DIP III (+y)
Flexor profundo de IV	FDPR	(-25,0,3.2) - Cúbito/Radio	(1.05,0,0.1) -Falange Distal IV	Flexiona DIP IV (+y)
Flexor profundo de V	FDPL	(-25,0,3.2) - Cúbito/Radio	(1,0,0.1) - Falange Distal V	Flexiona DIP V (+y)
Flexor largo del pulgar	FPL	(-8.5,0,-3.7) - Cúbito/Radio	(0.65,0,-0.7) - Falange Distal I	Flexiona IP pulgar (+y)
Extensor radial largo del carpo	ECRL1 ECRL2	(-25,0,-3.7) - Cúbito/Radio	(0,0,0) - Metacarpiano II	Extiende muñeca (-y) Abduce muñeca (-z)
Extensor radial corto del carpo	ECRB1 ECRB2	(-25,0,-3.7) - Cúbito/Radio	(0,0,0) - Metacarpiano III (0,0,0) - Metacarpiano II	Extiende muñeca (-y) Abduce muñeca (-z)
Extensor del dedo II	EDCI	(-25,0,-3.7) - Cúbito/Radio	(0.95,0,0) - Falange Distal II	Extiende dedo II (-y)
Extensor del dedo III	EDCM	(-25,0,-3.7) - Cúbito/Radio	(1,0,0) - Falange Distal III	Extiende dedo III (-y)
Extensor del dedo IV	EDCR	(-25,0,-3.7) - Cúbito/Radio	(1.05,0,0.1) -Falange Distal IV	Extiende dedo IV (-y)
Extensor del dedo V	EDCL	(-25,0,-3.7) - Cúbito/Radio	(1,0,0.1) - Falange Distal V	Extiende dedo V (-y)
Extensor del dedo meñique	EDM	(-25,0,-3.7) - Cúbito/Radio	(1,0,0.1) - Falange Distal V	Extiende dedo V (-y)
Extensor cubital del carpo	ECU1 ECU2	(-25,0,-3.7) - Cúbito/Radio	(0,0,0) - Metacarpiano V	Extiende muñeca (-y) Aduce muñeca (+z)
Abductor largo del pulgar	APL	(-8.5,0,-3.7) - Cúbito/Radio	(0,0,-1.25) - Metacarpiano I	Abduce MCP pulgar (-z)
Extensor corto del pulgar	EPB	(-1.9,0,-3.7) - Radio/Cúbito	(1.1,0,-1.25) -Falange Proximal I	Extiende MCP pulgar (-y)
Extensor largo del pulgar	EPL	(-8.5,0,3.2) - Radio/Cúbito	(0.65,0,-0.7) - Falange Distal I	Extiende IP pulgar (-y)
Extensor del índice	EIP	(-1.9,0,3.2) - Radio/Cúbito	(0.95,0,0) - Falange Distal II	Extiende dedo II (-y)
1º Dorsal interóseo	DI1	(2.2,0,-1.9) - Metacarpiano I	(2.05,0,-0.75) -Falange Proximal II	Abduce MCP II (-z)
2º Dorsal interóseo	DI2	(3.8,0,0.75) - Metacarpiano II	(2.35,0,-0.8) - Falange Proximal III	Abduce MCP III (-z)
3º Dorsal interóseo	DI3	(3.3,0,-0.55) - Metacarpiano IV	(2.35,0,0.8) - Falange Proximal III	Abduce MCP III (+z)
4º Dorsal interóseo	DI4	(3,0,-0.6) - Metacarpiano V	(2.15,0,0.8) - Falange Proximal IV	Abduce MCP IV (+z)
1º Interóseo palmar	PI1	(2.2,0,-1.9) - Metacarpiano I	(2.8,0,-1.85) - Falange Proximal I	Aduce MCP I (+z)
2º Interóseo palmar	PI2	(3.8,0,0.75) - Metacarpiano II	(4.1,0,0.75) - Falange Proximal II	Aduce MCP II (+z)



3º Interóseo palmar	PI3	(3.3,0,-0.55) - Metacarpiano IV	(4.35,0,-0.4) - Falange Proximal IV	Aduce MCP IV (-z)
4º Interóseo palmar	PI4	(3,0,-0.6) - Metacarpiano V	(3.35,0,-0.6) - Falange Proximal V	Aduce MCP V (-z)
Aductor del pulgar	AP	(3.05,0,-0.8) - Metacarpiano III	(2.8,0,-1.85) - Falange Proximal I	Aduce pulgar (+z)
1º Lumbrical	LU1	(3.35,0,0) - Metacarpiano II	(2.05,0,0) - Falange Proximal II	Flexiona MCP II (+y)
2º Lumbrical	LU2	(3.05,0,0) - Metacarpiano III	(2.35,0,0) - Falange Proximal III	Flexiona MCP III (+y)
3º Lumbrical	LU3	(2.82,0,0.14) - Metacarpiano IV	(2.15,0,0.1) - Falange Proximal IV	Flexiona MCP IV (+y)
4º Lumbrical	LU4	(2.6,0,0.1) - Metacarpiano V	(1.7,0,0.1) - Falange Proximal V	Flexiona MCP V (+y)
Oponente del pulgar	OP	(0.6,0,-0.45) - Trapecio	(1.6,0,-1.68) - Metacarpiano I	Rotación medial pulgar
Abductor corto del pulgar	APB	(1.1,0,-0.6) - Escafoides	(1.1,0,-1.25) - Falange Proximal I	Abduce pulgar (-z)
Flexor corto del pulgar	FPB	(0.6,0,-0.45) - Trapecio	(1.1,0,-1.25) - Falange Proximal I	Flexiona MCP pulgar (+y)
Oponente del meñique	ODM	(1.45,0,0.45) - Ganchoso	(1.7,0,0.76) - Falange Proximal V	Rotación lateral V
Abductor del meñique	ADM	(0,0,0) - Pisiforme	(1.7,0,0.76) - Falange Proximal V	Abduce MCP V (+z)
Flexor corto del meñique	FDMB	(1.45,0,0.45) - Ganchoso	(1.7,0,0.76) - Falange Proximal V	Flexiona MCP V (+y)

Tabla 12. Músculos creados, puntos de inserción y origen y función

Para el cálculo de la fuerza que desarrolla cada músculo se ha recurrido al modelo Hill-Zajac [39].

4.3.1 Modelo Hill

El modelo Hill considera los músculos un modelo simple de tres componentes a tener en cuenta: nivel de activación muscular y las relaciones de fuerza-longitud y fuerza-velocidad, así como un índice de la arquitectura de los músculos.

El modelo considera un elemento contráctil (CE), que es el componente básico que genera la fuerza, un elemento elástico en paralelo (PEE), que es el responsable de la fuerza pasiva generada por el músculo cuando se estira y un elemento elástico en serie (SEE), que representa el tendón del músculo y se considera inextensible.

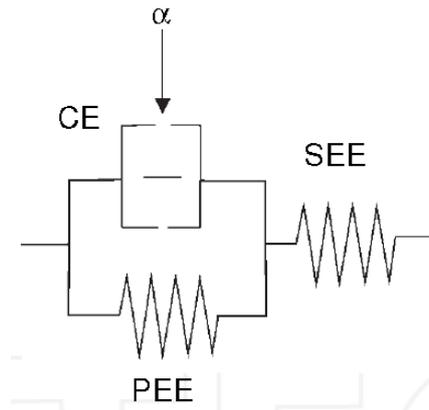


Figura 14. Modelo muscular de Hill

La tensión en los tendones es insignificante para la magnitud de las fuerzas desarrolladas por los músculos [18]. Por tanto, la fuerza desarrollada por un músculo puede escribirse como:

$$F = FOM \cdot (F_{CE} + F_{PEE}) \quad (5)$$

Donde FOM es la fuerza óptima del músculo [51]. F_{CE} y F_{PEE} son las fuerzas normalizadas proporcionadas por los elementos CE y PEE respectivamente. La fuerza producida por CE está relacionada con la arquitectura muscular y es una función de la longitud del músculo (l_{CE}), la velocidad de contracción (V_{CE}) y el nivel de activación muscular (α , de 0 a 1), que es controlado por el sistema nervioso central [26].

$$F_{CE} = \alpha \cdot F_l(l_{CE}) \cdot F_v(V_{CE}) \quad (6)$$

Donde F_l y F_v son las relaciones adimensionales fuerza-longitud y fuerza-velocidad. Existe una curva en forma de campana característica entre la fuerza y la longitud del músculo. Para modelar esta dependencia, la expresión propuesta por [26] es:

$$F_l(\epsilon, i_a) = e^{-\left[\frac{(\epsilon+1)^{0,96343(1-\frac{1}{i_a})} - 1,0}{0,35327 \cdot (1-i_a)}\right]} \text{ para } i_a < 1 \quad (7)$$

$$F_l(\epsilon, i_a) = e^{[2,727277 \cdot \ln(\epsilon+1)]^2} \text{ para } i_a = 1 \quad (8)$$

Donde i_a es el índice de la arquitectura del músculo, que se define como la relación entre la longitud de la fibra muscular y la longitud del vientre muscular y ϵ es la tensión del músculo debido a su alargamiento con respecto a LOM (longitud óptima del músculo, longitud más corta donde el tejido pasivo muscular desarrolla fuerza [51]).

La fuerza que un músculo puede ejercer disminuye cuando la velocidad de contracción de las fibras musculares aumenta. Para modelar esta dependencia la expresión propuesta por [20] ha sido:

$$F_v(\eta) = \frac{0,1433}{0,1074 + e^{-1,409 \cdot \sinh(3,2 \cdot \eta + 1,6)}} \quad (9)$$

Donde η es la velocidad del elemento contráctil normalizada, dada por la relación entre la velocidad de alargamiento del músculo ($\dot{\epsilon}$) y su valor máximo ($\dot{\epsilon}_{max} = 2,5 \text{ s}^{-1}$) [26].

La fuerza generada por PEE es una función solo de la longitud. Se ha considerado una relación exponencial en este caso, donde b_1 y b_2 son constantes cuyos valores se han obtenido de [29]:

$$F_{PEE} = b_1 \cdot e^{b_2 \cdot \epsilon} + b_1 \quad (10)$$

Para poder implementar el modelo muscular con las ecuaciones expuestas del modelo Hill, necesitamos unos parámetros representativos de cada uno de los músculos: Fuerza óptima del músculo (FOM), longitud óptima del músculo (LOM) y el ángulo de las fibras musculares con respecto a su inserción (θ). Estos parámetros se han obtenido del modelo de la mano implementado en OpenSim [10], exceptuando los valores de los músculos intrínsecos de la mano, ya que estos músculos no están implementados en dicho modelo. Para estos músculos se han proporcionado valores utilizando el método de prueba y error, hasta que los resultados han sido los deseados. Siempre teniendo en cuenta que son músculos más pequeños que los alojados en el antebrazo y que pueden ejercer menores fuerzas que estos.

Músculo	Abreviatura	FOM (N)	LOM (m)	Theta (°)
Flexor cubital del carpo	FCU	102.6	0.0509	12.1
Palmar largo	PL	20.7	0.0638	4
Flexor radial del carpo	FRCR	59.7	0.0628	3.1
Flexor superficial de II	FDSI	51.3	0.0835	6
Flexor superficial de III	FDSM	75.9	0.0749	7
Flexor superficial de IV	FDSR	48.3	0.0736	4
Flexor superficial de V	FDSL	12	0.0515	5
Flexor profundo de II	FDPI	53.1	0.0749	7
Flexor profundo de III	FDPM	66.9	0.0835	6
Flexor profundo de IV	FDPR	51.6	0.0798	7
Flexor profundo de V	FDPL	66	0.0749	8
Flexor largo del pulgar	FPL	62.4	0.0552	7
Extensor radial largo del carpo	ECRL	65.7	0.0936	2.5
Extensor radial corto del carpo	ECRB	122.9	0.0585	8.9
Extensor del dedo II	EDCI	23.4	0.07	3



Extensor del dedo III	EDCM	45.9	0.0724	3
Extensor del dedo IV	EDCR	38.7	0.0626	3
Extensor del dedo V	EDCL	18	0.065	2
Extensor del dedo meñique	EDM	28.8	0.0675	3
Extensor cubital del carpo	ECU	117	0.0622	3.5
Abductor largo del pulgar	APL	57.9	0.0713	7.5
Extensor corto del pulgar	EPB	14.1	0.0675	7.2
Extensor largo del pulgar	EPL	44.1	0.054	6
Extensor del índice	EIP	25.2	0.0589	6
1º Dorsal interóseo	DI1	13.5	0.0105	9.2
2º Dorsal interóseo	DI2	16.5	0.008	9.2
3º Dorsal interóseo	DI3	16.5	0.008	9.2
4º Dorsal interóseo	DI4	18	0.007	9.2
1º Interóseo palmar	PI1	12	0.008	9.2
2º Interóseo palmar	PI2	12	0.0096	9.2
3º Interóseo palmar	PI3	12	0.0095	9.2
4º Interóseo palmar	PI4	12	0.007	9.2
Aductor del pulgar	AP	8	0.0135	5
Lumbricales (4 músculos)	LU1 ,2, 3 y 4	12.8	0.006	9.2
Oponente del pulgar	OP	24.5	0.0045	5
Abductor corto del pulgar	APB	8	0.011	5
Flexor corto del pulgar	FPB	12.5	0.0093	5
Oponente del meñique	ODM	55	0.059	5
Abductor del meñique	ADM	11	0.011	5
Flexor corto del meñique	FDMB	12	0.01	5

Tabla 13. Valores de FOM, LOM y θ de cada músculo

Capítulo 5

Desarrollo del Modelo

Una vez diseñados ambos modelos, tenemos que implementarlos y conectarlos entre sí en MATLAB, empleando sus toolboxes: Simulink y Simscape (SimMechanics), de cuyas librerías seleccionaremos los bloques que se han empleado.

5.1 Implementación del Modelo Esquelético

El modelo creado está dispuesto en distintos bloques jerárquicos, que se engloban unos a otros. El bloque principal “Mano” engloba el resto de los bloques del sistema y cuenta con una única entrada, que constituye la masa total del individuo. La variable “masa” cuenta con dos elementos: el primero es la masa total del individuo y podemos modificarla según nos convenga y el segundo sirve para seleccionar el método de cálculo de la masa de las secciones de la mano y puede tomar los valores 0 ó 1. Si seleccionamos el valor 0 no se tendrá en cuenta la masa de los tejidos de la mano, solamente la relación de áreas. Si seleccionamos el valor 1 se tendrá en cuenta la masa de los tejidos de la mano, además de la relación de áreas, como se explicó en la sección 4.2.2.

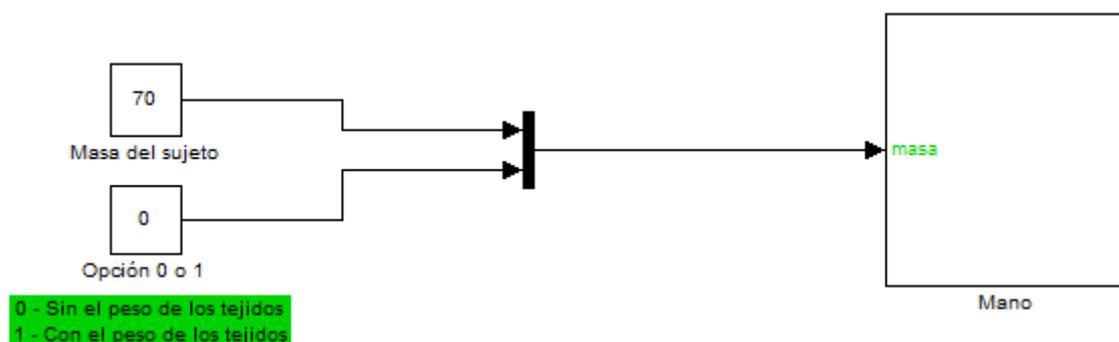


Figura 15. Bloque mano y selección del cálculo de la masa

Dentro del bloque “Mano” se implementa el modelo esquelético. Se comienza añadiendo el bloque “Machine Enviroment”, que nos permite configurar el entorno de simulación: Gravedad (0,-9.81,0), dimensionalidad, modo de análisis, tipo de solver (ode45), tolerancias, linealización y visualización. A continuación de este añadimos un bloque “Ground”, que será el inicio del modelo esquelético propiamente dicho.

Cada sección de la mano está representada por un bloque, llamado con el mismo nombre de la sección a la que representa. Cada uno de ellos (a nivel esquelético) cuenta con una entrada llamada “masa” y un número variable de entradas llamadas “Base”. También cuenta con un número variable de salidas. En la entrada “masa” se conecta la variable “masa”, con sus dos elementos explicados anteriormente. Las entradas “Base” se conectan con las secciones anteriores, con las que se articulan. Cada una de las salidas se conecta con las secciones que le preceden, con las que está articulada.

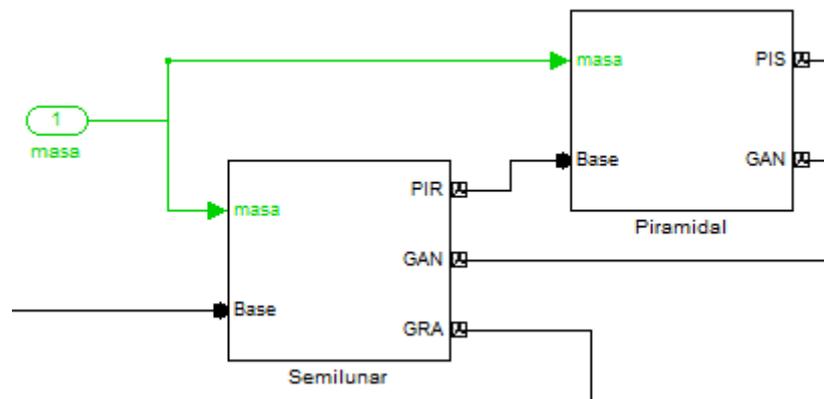


Figura 16. Ejemplo de bloques que representan las secciones y conexión entre ellos

Dentro de cada uno de estos bloques están los elementos que caracterizan cada sección. El elemento principal es el bloque “Body”, en el que se incluyen las coordenadas de la *Tabla 9*, obtenidas del modelo en papel. Estas coordenadas delimitan físicamente cada sección y definen su centro de gravedad y puntos de uniones con el resto de las secciones.

Los puntos de conexión con las secciones anteriores se implementan mediante puertos de entrada, a los que están conectados las salidas de las secciones anteriores. Estos puertos se conectan a su correspondiente punto de unión con el “Body” a través de un bloque “Joint”, que puede ser de varios tipos según los grados de libertad (GDL) de la articulación (*Tabla 1*). Los utilizados en este modelo han sido: “Weld” para 0 GDL, “Revolute” para 1 GDL y “Universal” para 2 GDL. De esta manera queda articulada la sección anterior con la sección actual.

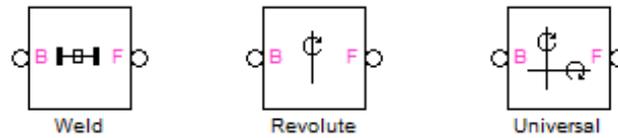


Figura 17. Tipos de bloque “Joint” empleados

Los puntos de unión con secciones posteriores incluidos en el “Body” se conectan a puertos de salida, que representarán las salidas del bloque completo y se unirán a los puertos de entrada de otras secciones.

Por último, la entrada masa se conecta a un bloque “Matlab Function” en el que se calcula el valor de la masa de la sección dependiendo de la opción elegida, con las ecuaciones 3 y 4 explicadas en el apartado 4.2.2. Un ejemplo del código utilizado, en este caso para la sección del hueso grande, es el siguiente:

```
function masa_calculada = fcn(masa)
    Selección del método
    if masa(2)==0
        masa_calculada=masa(1)*0.007*0.0405; MÉTODO 1
    else if masa(2)==1
        masa_calculada=(masa(1)*0.004*0.0405)+(masa(1)*0.003*(0.3/6)); MÉTODO 2
    else
        masa_calculada=0;
    end
end
```

Relación de áreas
Masa del sujeto
% Tejido
nº de huesos

Figura 18. Código para el cálculo de la masa de la sección del hueso grande

La salida del bloque “Matlab Function” para el cálculo de la masa se conecta al “Body” de la sección a través de un bloque “Variable Mass & Inertia Actuator”, en el que se especifica que actúe sobre este simulando la masa indicada en Kg.

El interior de un bloque a nivel esquelético se muestra en la *Figura 19*.

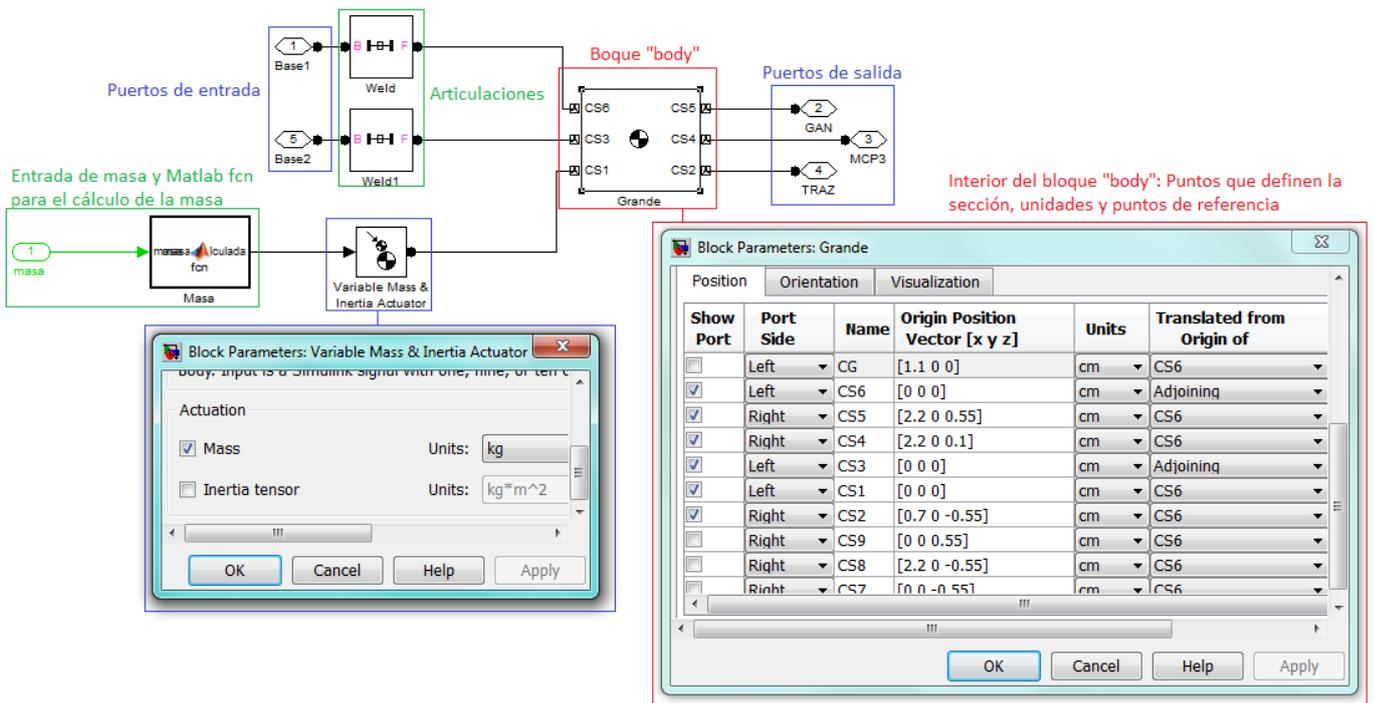


Figura 19. Interior de un bloque que define una sección a nivel esquelético

Tras implementar los 29 bloques necesarios, correspondientes a cada una de las secciones, y unirlos entre ellos de la forma explicada, ya podemos visualizar el modelo esquelético resultante en Matlab-SimMechanics:

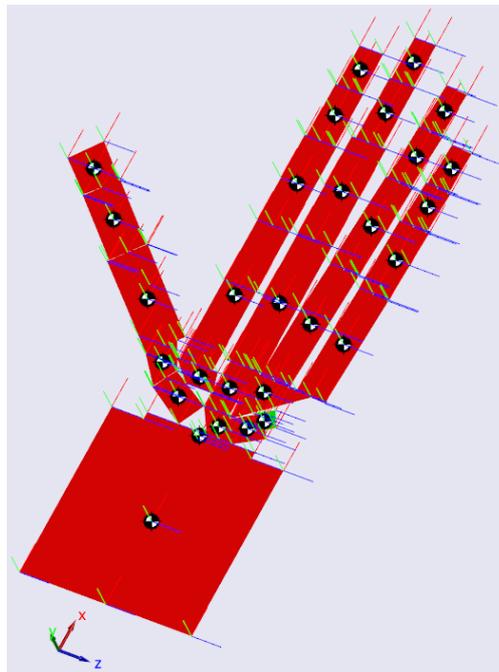


Figura 20. Estructura esquelética de la mano. Animación en SimMechanics

5.2 Implementación del Modelo Muscular

Para el desarrollo del modelo muscular basado en el modelo Hill, es necesario desarrollar primero cada uno de los músculos por separado. Posteriormente, cada músculo formará un bloque que incluiremos en el modelo principal.

Cada bloque cuenta con dos entradas: “Muscle activation” y “Muscle lenght” y una salida: “Muscle force”.

La entrada “Muscle activation” corresponde al nivel de activación muscular (α , de 0 a 1), y en esta entrada se colocará un generador de pulsos.

La entrada “Muscle lenght” corresponde al valor de la longitud del músculo en cada instante. Para calcular esta longitud aplicamos la raíz de la suma de la diferencia al cuadrado en X, Y y Z, entre el punto de inserción del músculo y el punto de origen. Esta operación se realiza mediante un bloque “Substract” para restar primero cada coordenada de ambos puntos, y a continuación, un bloque “Fcn” en el que escribimos la *ecuación 11*:

$$M_l = \sqrt{(X_i - X_o)^2 + (Y_i - Y_o)^2 + (Z_i - Z_o)^2} \quad (11)$$

Donde el M_l es la longitud del músculo y $X_i, Y_i, Z_i, X_o, Y_o, Z_o$ las coordenadas del punto de inserción del músculo y origen del músculo respectivamente.

Para poder operar en la *ecuación 11* con los puntos de origen e inserción, es necesario añadir cada uno de ellos (*Tabla 12*) en el “Body” correspondiente del modelo esquelético. Cada uno de estos puntos incluidos en el “Body” se ha conectado a un bloque “Body Sensor”, que recoge las coordenadas del punto al que se conecta, y la salida de este bloque, se ha conectado a un puerto de salida, de modo que forma una salida en el bloque completo de la sección a la que pertenece. A esta salida conectamos un bloque “Goto”, el cual recogerá la información y la trasladará hasta un bloque “From”, que conectaremos en el lugar en el que necesitemos operar con el punto recogido. Es necesario nombrar al bloque “Goto” y al bloque “From” del mismo modo.

En la *Figura 21* se puede observar la recogida de información de un punto mediante un “Body Sensor”.

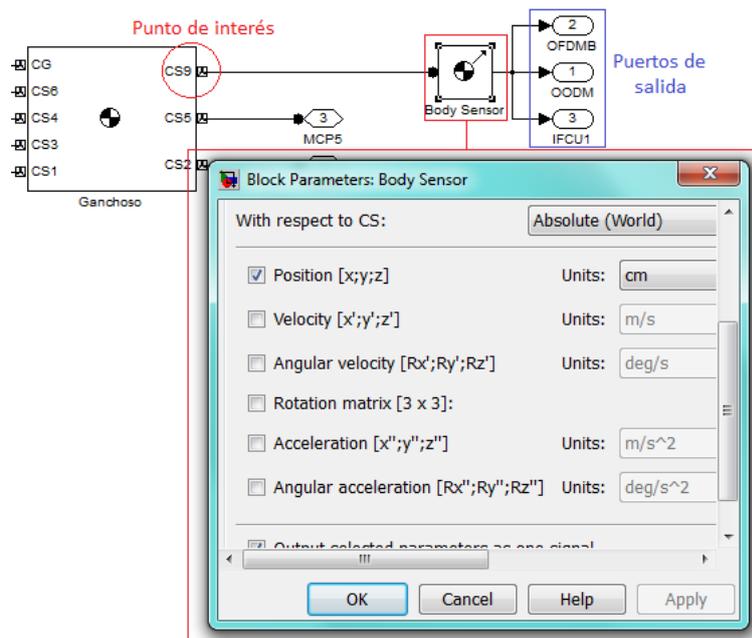


Figura 21. Ejemplo de obtención de las coordenadas de puntos mediante un “Body Sensor”

Por último, la salida “Muscle force” es resultado de las operaciones realizadas en el interior del bloque y se conectará al “Body” de la sección correspondiente en su punto de inserción. En la *Figura 22* se muestra un bloque muscular con sus entradas y salida:

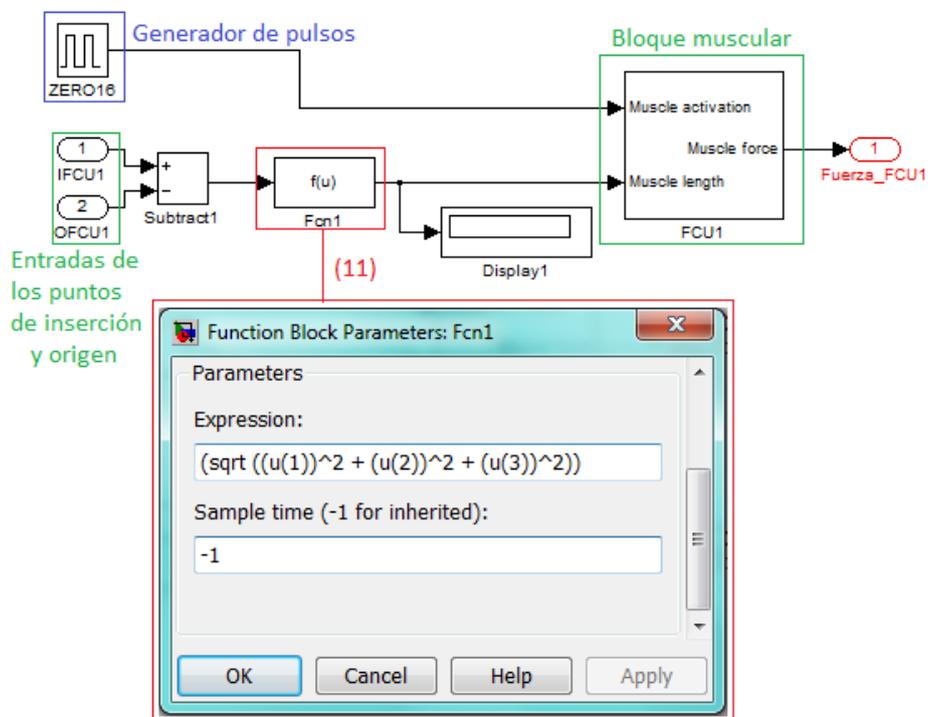


Figura 22. Bloque muscular con sus entradas y salida

En el interior de cada uno de los bloques musculares se realizan las operaciones expuestas en el modelo Hill, explicado en la sección 4.3.1. En primer lugar, se recogen las variables de entrada y se preparan para ser introducidas en las ecuaciones de Hill. También se introducen los valores de FOM, LOM y θ recogidos en la *Tabla 13* para cada músculo. En la *Figura 23* podemos observar como cada una de las *ecuaciones (5, 6, 7, 8, 9 y 10)* del modelo Hill son implementadas en la mayoría de los casos mediante bloques “Fcn” y en la *Figura 24* podemos observar el interior de estos bloques con dichas ecuaciones desarrolladas numéricamente. También podemos observar que, por último, el valor resultante de la *ecuación 5* se multiplica por un coeficiente muy cercano a 1 que depende del ángulo de inserción de las fibras musculares (θ).

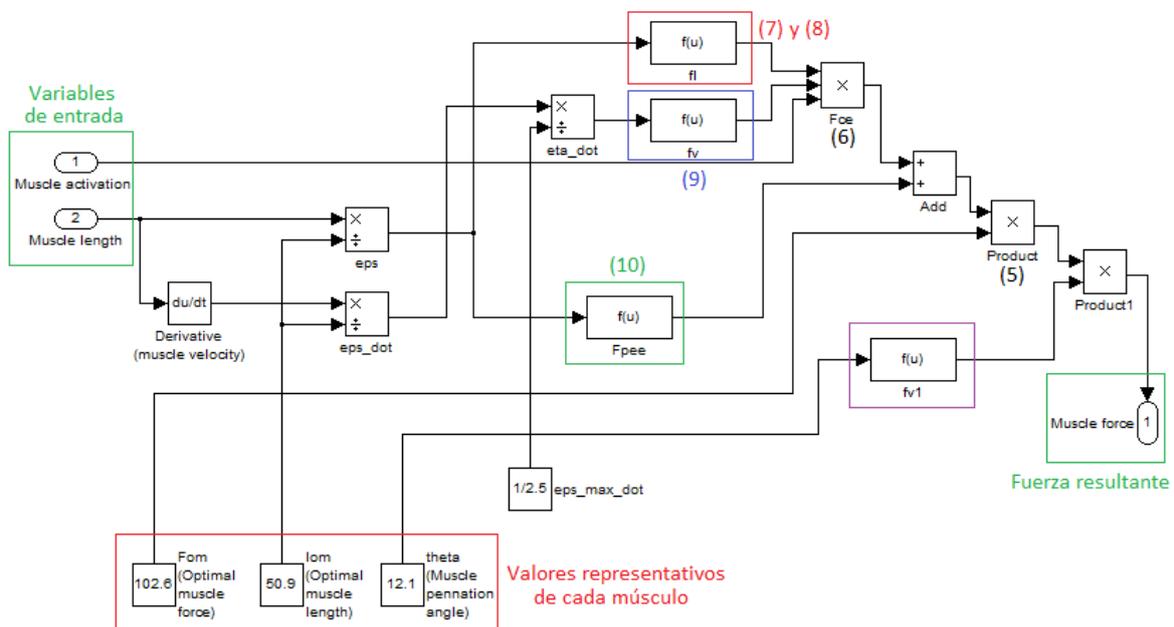


Figura 23. Interior de un bloque muscular

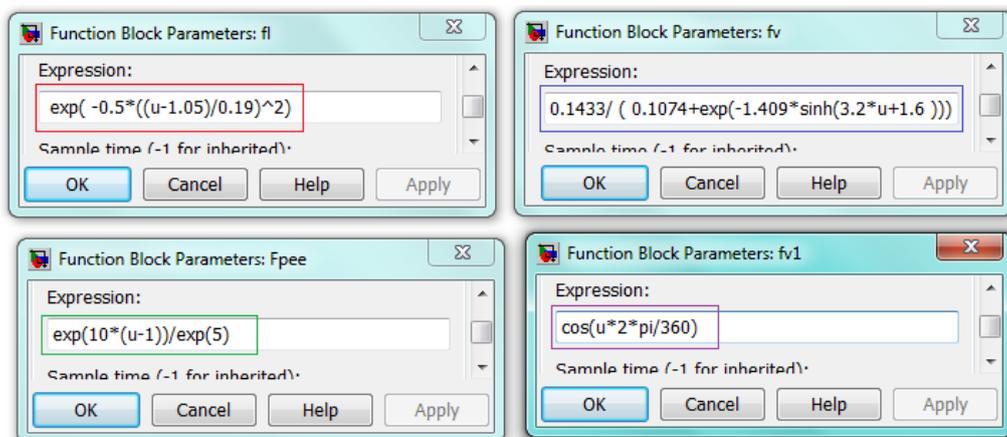


Figura 24. Ecuaciones de Hill desarrolladas en bloques “Fcn”

Una vez creados los 48 bloques musculares correspondientes a cada uno de los músculos, estos se han agrupado en un solo bloque llamado “MUSCULOS”. Este bloque tiene un gran número de entradas y salidas. Las entradas corresponden a los puntos de origen e inserción de cada músculo y las salidas corresponden a las fuerzas generadas por cada uno de los músculos.

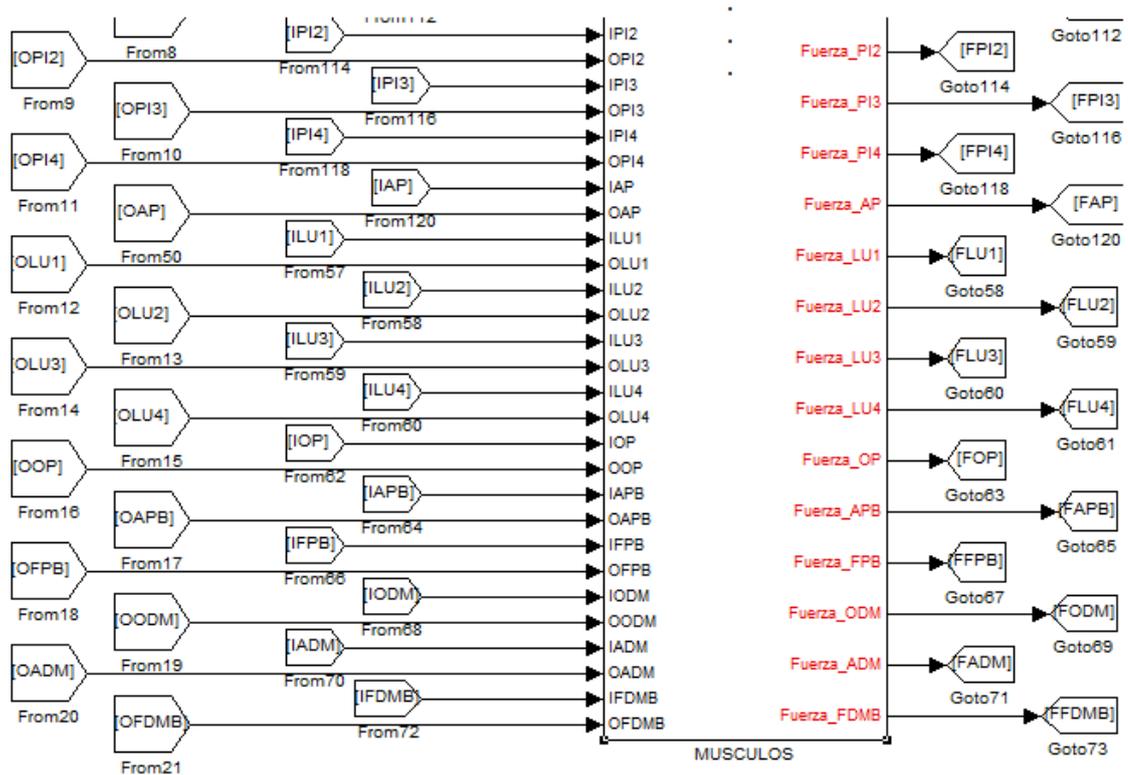


Figura 25. Sección del bloque “MUSCULOS”

Para conectar este gran número de entradas y salidas con cada sección correspondiente del modelo esquelético, se han utilizado bloques “From” y “Goto”, como se ha dicho anteriormente. En cada una de las entradas del bloque “MUSCULOS” se conectarán los bloques “From”, cuyos datos se recogen de los bloques “Goto” conectados a la salida formada por los puntos de origen e inserción en cada bloque del modelo esquelético.

En cada una de las salidas del bloque “MUSCULOS” se conectarán bloques “Goto”, que recogerán cada una de las fuerzas generadas por los músculos e insertarán en los bloques “From”, conectados a las entradas de fuerza creadas en los correspondientes bloques del modelo esquelético, como se observa en la *Figura 26*.

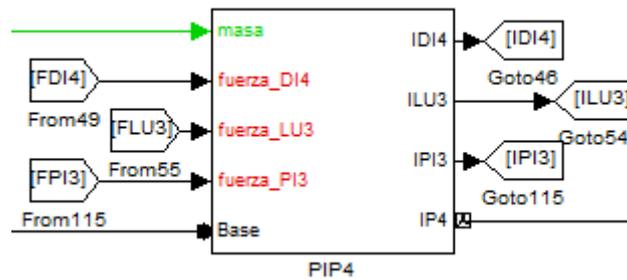


Figura 26. Bloque de una sección del modelo esquelético con las entradas y salidas del modelo muscular implementadas

Ya en el interior del bloque del modelo esquelético, la fuerza de entrada del músculo se conecta a un bloque “Matlab Function”, que mediante el código mostrado en la *Figura 27* seleccionará el eje de aplicación de la fuerza muscular (*Tabla 12*). De las tres salidas del bloque “Matlab Function”, solo una de ellas tendrá un valor distinto a cero. Estas salidas se conectan a un bloque “Body Actuator”, en el que se selecciona que aplique la fuerza resultante al cuerpo y las unidades de esta (N). La salida de este bloque se conecta directamente en el punto de inserción del músculo incluido en el “Body”. Se puede observar este montaje en la *Figura 28*.

```

    Variables de salida      Variable de entrada
function [fx, fy, fz] = select_axis(fuerza_FCU1)

fx=0; fy=0; fz=0; Ponemos a uno el eje en
x=0; y=1; z=0;      el que queramos el
                    movimiento

if (x==1)
    fx=fuerza_FCU1;
else if (y==1)
    fy=fuerza_FCU1;
else if (z==1)
    fz=fuerza_FCU1;
else
    fx=0;
    fy=0;
    fz=0;
end
end
end

```

Figura 27. Código para la selección del eje de movimiento

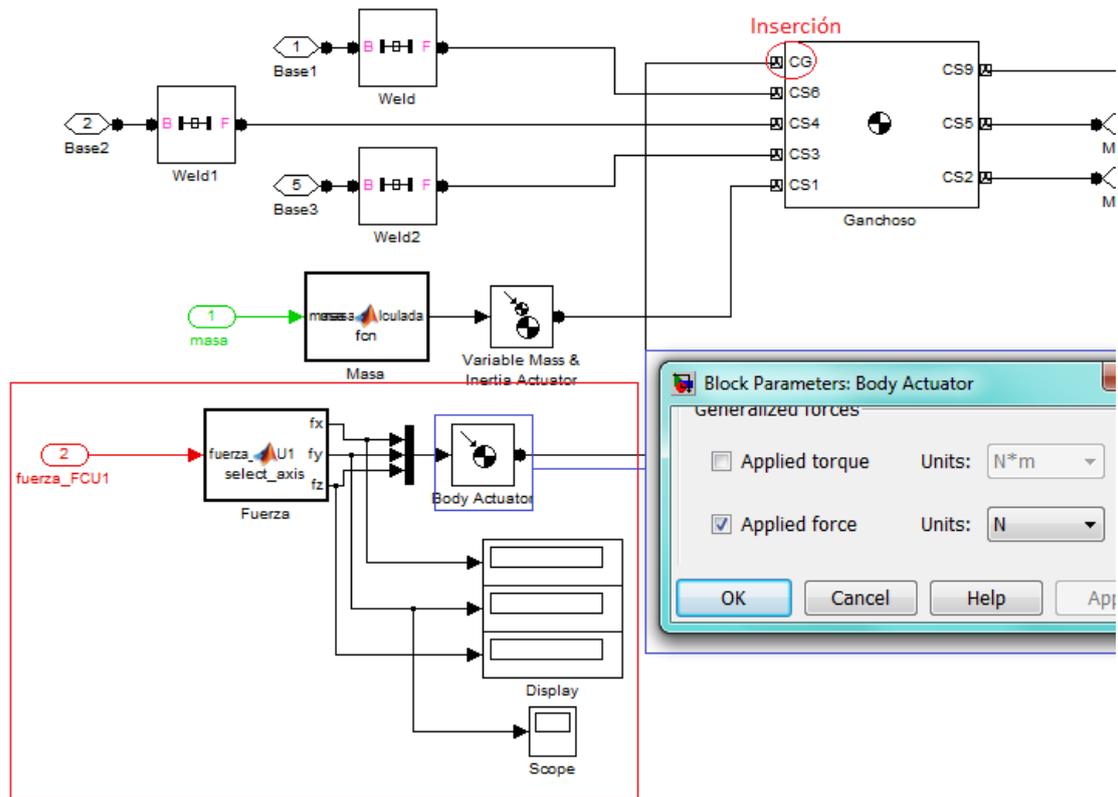


Figura 28. Interior de un bloque de una sección del modelo esquelético, incluyendo la entrada de la fuerza de un músculo

Capítulo 6

Pruebas de Movimiento y Resultados

El modelo implementado ha sido sometido a diferentes pruebas en las que se verifica el buen funcionamiento de este. No es posible analizar el conjunto completo al mismo tiempo, ya que en nuestro modelo no se han incluido fuerzas de fricción en las articulaciones y en consecuencia, los movimientos de unas secciones afectarían al resto de ellas. Por tanto, es necesario probar cada uno de los movimientos por separado, bloqueando el resto de articulaciones.

Para bloquear las articulaciones, se ha conectado al “Joint” correspondiente un bloque “Joint Actuator”, que mantendrá en cero los valores de posición, velocidad y aceleración de la articulación. Se puede ver el bloqueo implementado en la *Figura 29*.

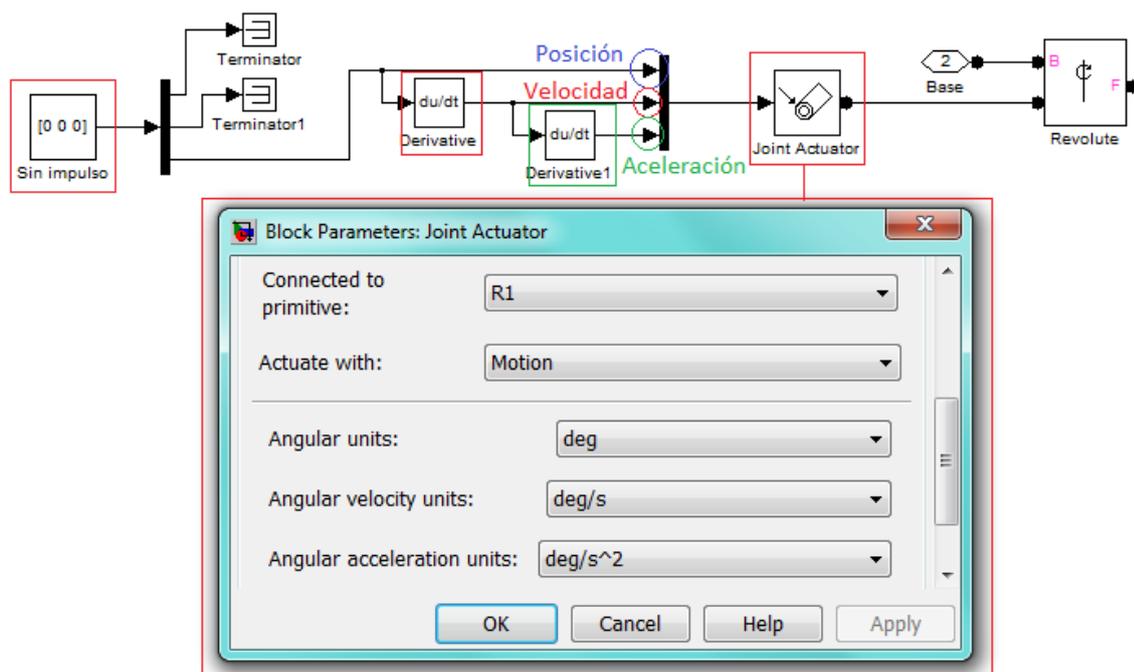


Figura 29. Bloqueo de una articulación

Para realizar cada una de las pruebas, solamente es necesario configurar los valores de amplitud, periodo, pulso (% del periodo) y retraso de la señal del generador de pulsos conectado a cada músculo. Para todas las pruebas realizadas mantendremos el valor del pulso al 50% y el retraso será la mitad del periodo para los movimientos antagonistas y cero en el resto de los casos, es decir, los movimientos antagonistas comenzarán cuando el movimiento inicial se detenga, por ejemplo, flexión y a continuación extensión de una articulación. Además, hay que tener en cuenta que en el entorno de simulación está incluida la fuerza gravitacional y la posición inicial de la mano es totalmente extendida, con todos los ángulos en cero grados, como se representa en la *Figura 20*.

A continuación se exponen las pruebas a las que ha sido sometida cada articulación y los resultados obtenidos.

6.1 Flexión/Extensión articulación de la muñeca

El movimiento de flexión de la muñeca lo realizan tres músculos: Flexor cubital del carpo (FCU1), palmar largo (PL) y flexor radial del carpo (FCR1). El movimiento de extensión de la muñeca lo realizan, también, tres músculos: Extensor radial largo del carpo (ECRL1), extensor radial corto del carpo (ECRB1) y extensor cubital del carpo (ECU1).

En la *Tabla 14* se exponen los valores de configuración para el movimiento y las fuerzas desarrolladas por cada uno de ellos y en la *Figura 30* se muestra el gráfico de las fuerzas desarrolladas en Newton, comparándolas con el ángulo de la articulación de la muñeca en grados.

Músculo	Amplitud	Periodo (s)	Fuerza desarrollada (N)
FCU1	0.8	20	15.8
PL	0.8	20	0.74
FCR1	0.8	20	2.39
ECRL1	0.7	20	-0.1
ECRB1	0.7	20	-7.2
ECU1	0.7	20	-4.6

Tabla 14. Configuración y resultados de flexión/extensión de la muñeca

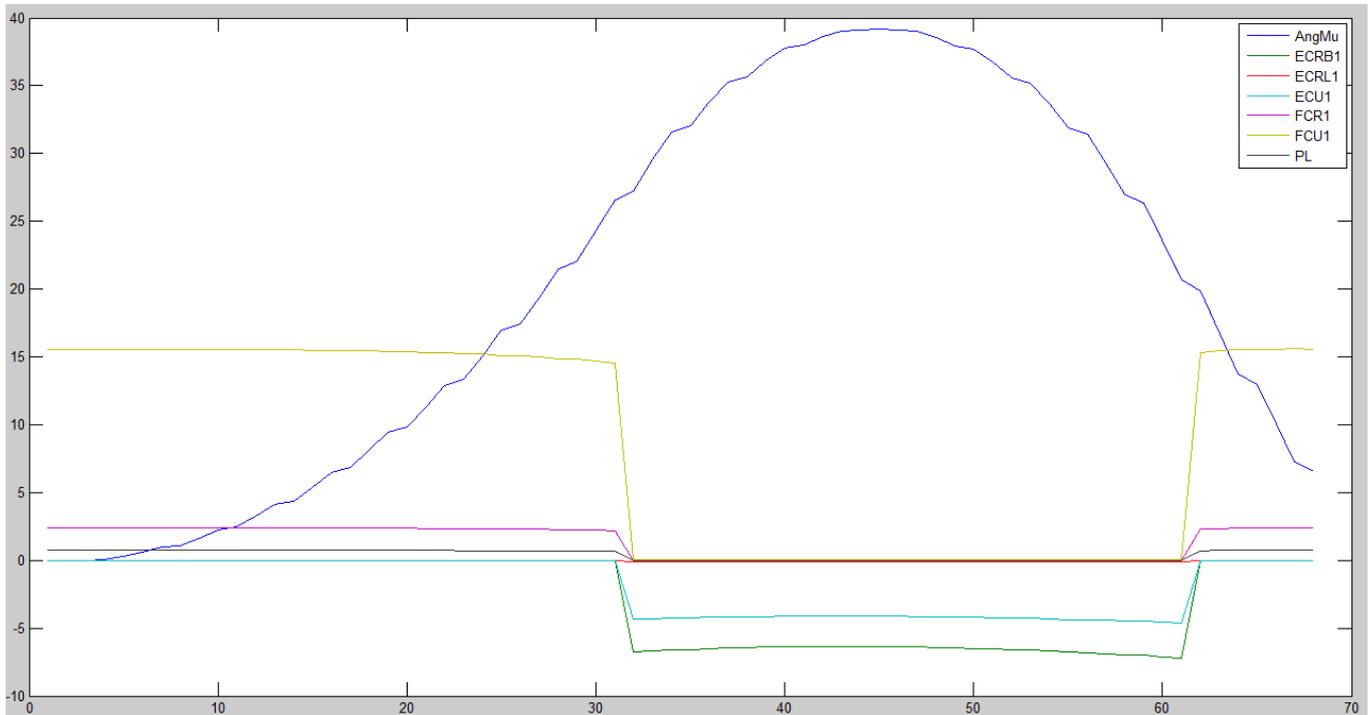


Figura 30. Gráfico flexión/extensión de la muñeca

La suma de las fuerzas de flexión es de 18.93N y la suma de las fuerzas de extensión es de -11.9N. Ambas fuerzas se desarrollan en el eje Y, venciendo la fuerza de la gravedad en la flexión y realizando correctamente el movimiento.

En la *Figura 30* se puede observar como al activar los músculos de flexión, el ángulo de la articulación de la muñeca aumenta y alcanza aproximadamente 40°, cuando estos músculos se desactivan y los músculos de extensión son activados, el ángulo comienza a disminuir hasta que la articulación de la muñeca se extiende casi por completo.

Hay que tener en cuenta que las fuerzas ejercidas primero tienen que contrarrestar la inercia provocada por la fuerza anteriormente activa. Es por este motivo que el ángulo de la muñeca empieza a disminuir cuando las fuerzas de extensión llevan casi la mitad de su periodo de ejecución funcionando.

En la *Figura 31* se puede observar como el movimiento de flexión de la muñeca sigue la trayectoria deseada.

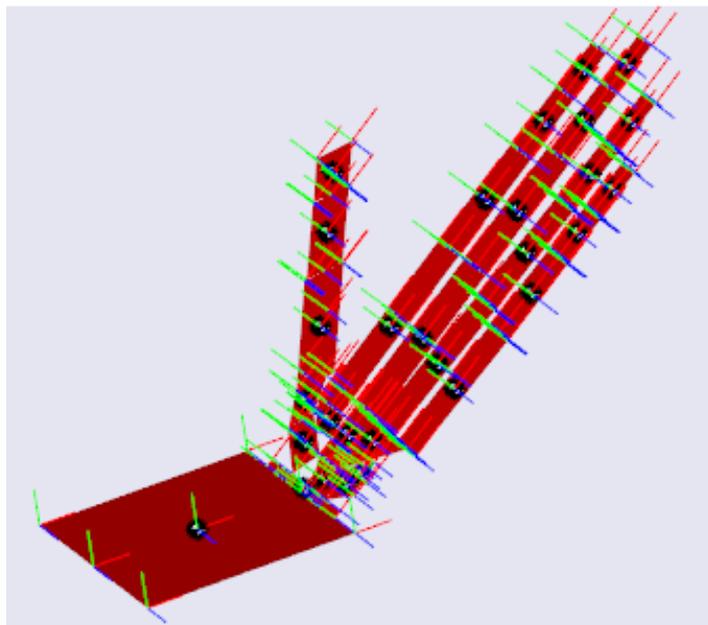


Figura 31. Flexión de la muñeca. Visualización en SimMechanics

6.2 Flexión/Extensión MCP de los dedos

Para flexionar las articulaciones metacarpofalángicas de los dedos, los músculos empleados son los cuatro lumbricales (LU), uno para cada dedo del II al V. Además, en el V dedo también participa el flexor corto del meñique (FDMB) y para la flexión del MCP del pulgar se emplea el flexor corto del pulgar (FPB). Para la extensión de los dedos, los músculos empleados son los extensores de los dedos (EDCI, EDCM, EDCR y EDCL) para los dedos del II al V. Además, en el dedo índice también se emplea el extensor del índice (EIP) y en el dedo meñique el extensor del dedo meñique (EDM). Por último, para la extensión de la articulación MCP del pulgar se emplea el extensor corto del pulgar (EPB).

En la *Tabla 15* se exponen los valores de configuración para el movimiento y las fuerzas desarrolladas por cada uno de ellos y en la *Figura 32* se muestra el gráfico de las fuerzas desarrolladas en Newton, comparándolas con el ángulo de la articulación MCP de cada uno de los dedos en grados.



Músculo	Amplitud	Periodo (s)	Fuerza desarrollada (N)
LU1	0.8	12	7.5
LU2	0.8	12	7.5
LU3	1	12	5.6
LU4	0.9	12	1.99
FDMB	0.9	12	4.05
FPB	0.7	12	2.63
EDCI	0.65	12	-2.6
EIP	0.65	12	-1.8
EDCM	0.65	12	-4.4
EDCR	0.2	12	-3.16
EDCL	0.35	12	-1.67
EDM	0.35	12	-2.08
EPB	0.65	12	-3.86

Tabla 15. Configuración y resultados de flexión/extensión MCP dedos

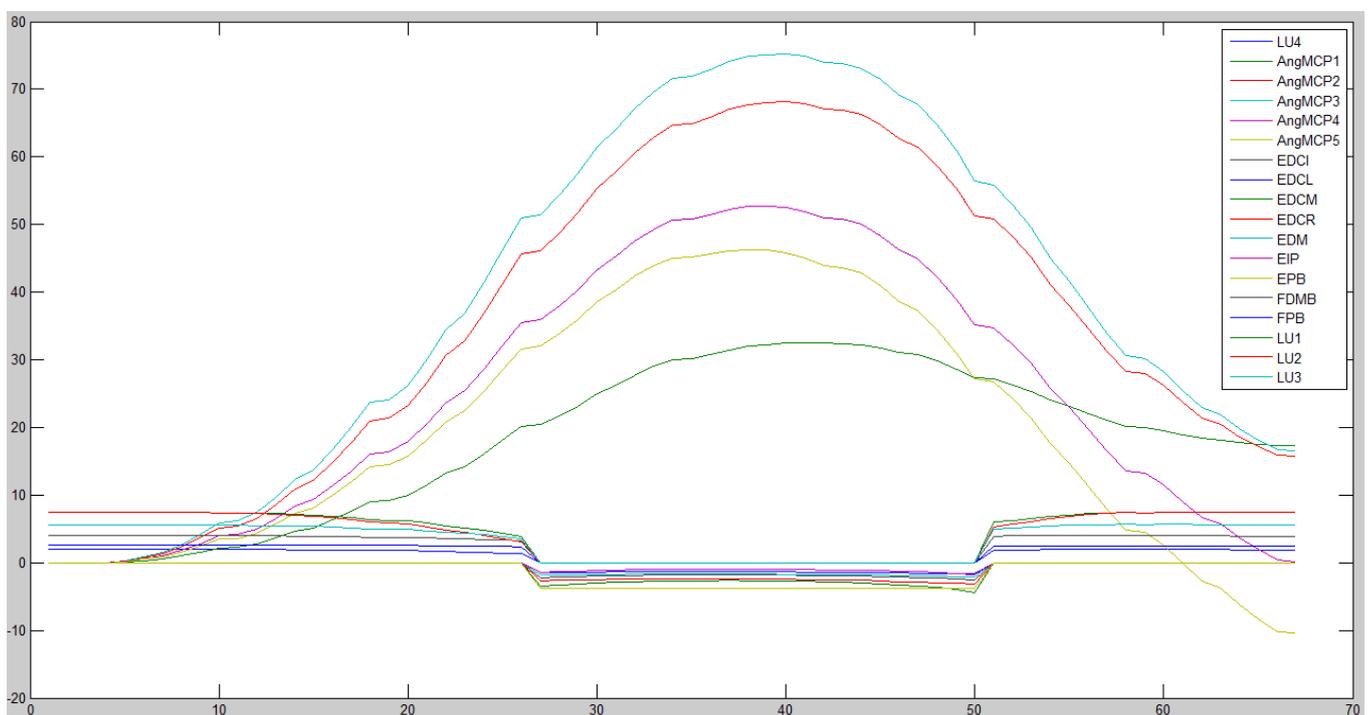


Figura 32. Gráfico flexión/extensión de las MCP de los dedos

La fuerza de flexión en cada dedo del II al V oscila entre valores de 5.6N a 7.5N y las fuerzas de extensión en cada dedo del II al V oscilan entre -3.16N a -4.4N. La fuerza del pulgar es ligeramente menor en flexión: 2.63N y la fuerza de extensión es de -3.86N. Todos los movimientos se ejecutan correctamente y en el movimiento de flexión se vence la fuerza de la gravedad.

En la *Figura 31* se puede observar como al activar las fuerzas de flexión, el ángulo en las articulaciones MCP crece y al desactivar estas fuerzas y activar las de extensión, pasado un breve periodo de tiempo, el ángulo comienza a decrecer. Este periodo de tiempo hasta que el ángulo comienza a descender es debido a lo comentado en la prueba anterior: la fuerza de extensión necesita primero vencer la inercia producida por la fuerza de flexión.

Los mejores resultados se obtienen para las articulaciones metacarpofalángicas II y III ya que, como se puede observar, alcanzan los mayores ángulos en flexión, siempre sin pasarse del ángulo máximo de flexión reflejado en la *Tabla 1*, y posteriormente su extensión se ejecuta satisfactoriamente, sin disminuir más allá de 0°.

En las articulaciones metacarpofalángicas IV y V se puede observar como el ángulo de flexión alcanzado es menor que en las anteriormente mencionadas y al realizar la extensión alcanzan valores inferiores a 0°. Aunque no sobrepasa los límites establecidos para la extensión de estas articulaciones, que es de 15°, se puede concluir que para estos dos dedos el movimiento es menos preciso que para los dedos II y III.

Finalmente, en la flexión-extensión del pulgar, para el mismo periodo de tiempo se alcanzan ángulos considerablemente menores que el resto de los dedos

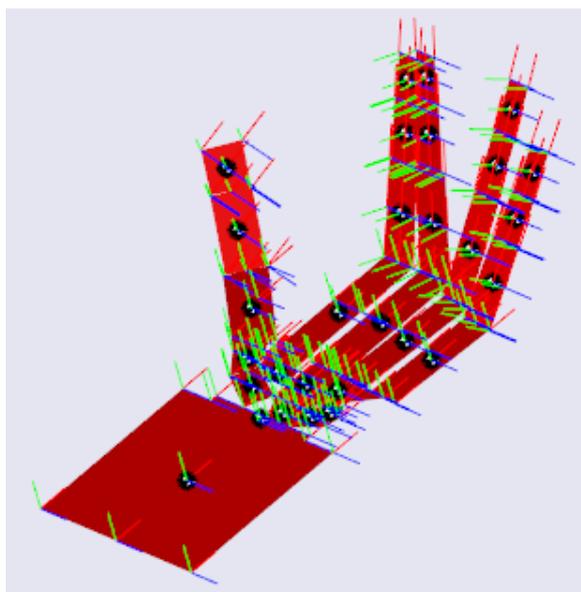


Figura 33. Flexión de las MCP de los dedos. Visualización en SimMechanics

6.3 Flexión/Extensión PIP de los dedos

Para flexionar las articulaciones interfalángicas proximales de los dedos, se emplean los músculos flexores superficiales de los dedos (FDSI, FDSM, FDSR, FDSL) para los dedos del II al V. Para la extensión de los dedos, los músculos empleados son los extensores de los dedos (EDCI, EDCM, EDCR y EDCL) para los dedos del II al V. Además, en el dedo índice también se emplea el extensor del índice (EIP) y en el dedo meñique el extensor del dedo meñique (EDM).

En la *Tabla 16* se exponen los valores de configuración para el movimiento y las fuerzas desarrolladas por cada uno de ellos y en la *Figura 34* se muestra el gráfico de las fuerzas desarrolladas en Newton, comparándolas con el ángulo de la articulación PIP de cada uno de los dedos en grados.

Músculo	Amplitud	Periodo (s)	Fuerza desarrollada (N)
FDSI	1	12	2.34
FDSM	0.8	12	5.2
FDSR	0.6	12	4.8
FDSL	0.95	12	6.73
EDCI	0.35	12	-1.8
EIP	0.35	12	-1.48
EDCM	0.6	12	-5.71
EDCR	0.35	12	-5.93
EDCL	0.5	12	-2.38
EDM	0.5	12	-2.97

Tabla 16. Configuración y resultados de flexión/extensión PIP dedos

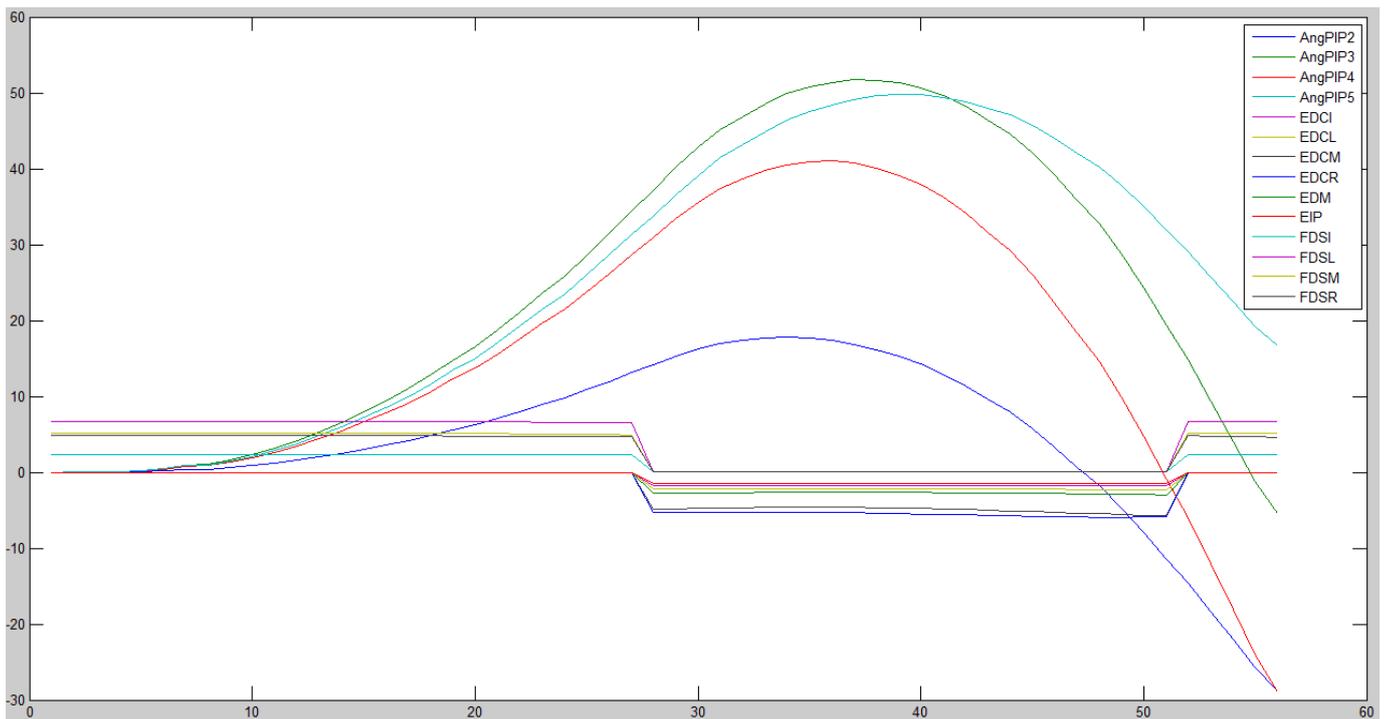


Figura 34. Gráfico flexión/extensión de las PIP de los dedos

Las fuerzas de flexión para cada dedo del II al V oscilan entre 2.34N y 6.73N y las fuerzas de extensión para cada dedo del II al V oscilan entre -3.28N y -5.93. Los movimientos se realizan correctamente en el eje Y, venciendo la fuerza de la gravedad en la flexión.

En la *Figura 34* se observa que el ángulo de las articulaciones PIP crece cuando las fuerzas de flexión están activas y decrece al desactivarse estas y activarse las fuerzas de extensión.

El movimiento para la articulación interfalángica proximal del dedo V se realiza satisfactoriamente. Aunque el valor del ángulo en flexión alcanza aproximadamente 50° , en extensión el ángulo de la articulación no desciende más allá de 0° .

Sin embargo para los dedos II, III y IV el ángulo de extensión alcanza valores menores a 0° , lo que no sería correcto. Hay que tener en cuenta que en este proyecto no se han puesto limitaciones en los ángulos que puede alcanzar cada articulación, y por tanto, aunque este factor no se haya podido contrarrestar en este caso con la aplicación de las fuerzas, se podría ejecutar correctamente estableciendo las limitaciones necesarias. Además, como ocurriría en una mano humana real, para alcanzar ángulos mayores de flexión, se podrían activar a la vez los músculos insertados en las falanges distales de cada dedo, consiguiendo mejores resultados.

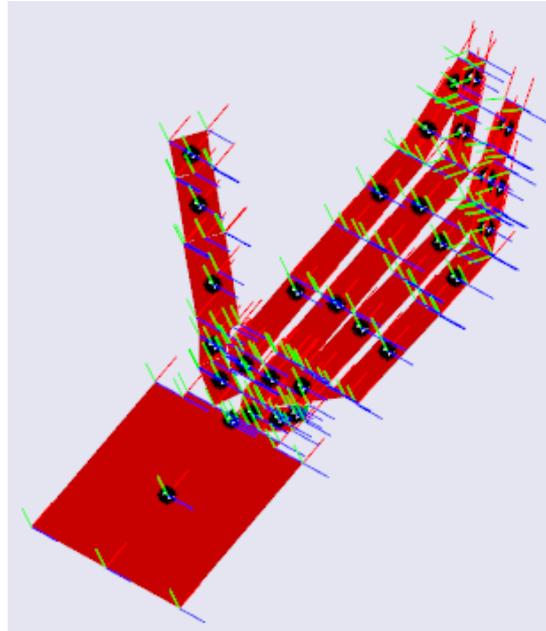


Figura 35. Flexión de las PIP de los dedos. Visualización en SimMechanics

6.4 Flexión/Extensión DIP de los dedos e IP del pulgar

Para flexionar las articulaciones interfalángicas distales, los músculos empleados son los flexores profundos de los dedos (FDPI, FDPM, FDPR, FDPL) para los dedos del II al V. Además, para la flexión de la articulación interfalángica del pulgar se emplea el músculo flexor largo del pulgar (FPL). Para la extensión de los dedos, los músculos empleados son los extensores de los dedos (EDCI, EDCM, EDCR y EDCL) para los dedos del II al V. Además, en el dedo índice también se emplea el extensor del índice (EIP) y en el dedo meñique el extensor del dedo meñique (EDM). Por último, para la extensión de la articulación IP del pulgar se emplea el extensor largo del pulgar (EPL).

En la *Tabla 17* se exponen los valores de configuración para el movimiento y las fuerzas desarrolladas por cada uno de ellos y en la *Figura 36* se muestra el gráfico de las fuerzas desarrolladas en Newton, comparándolas con el ángulo de la articulación DIP de cada uno de los dedos del II al V e IP del pulgar en grados.



Músculo	Amplitud	Periodo (s)	Fuerza desarrollada (N)
FDPI	0.35	16	2.61
FDPM	0.35	16	1.72
FDPR	0.45	16	1.88
FDPL	0.35	16	2.14
FPL	0.95	16	0.65
EDCI	0.55	16	-2.67
EIP	0.55	16	-2.11
EDCM	0.4	16	-3.72
EDCR	0.2	16	-3.24
EDCL	0.4	16	-1.9
EDM	0.4	16	-2.38
EPL	0.95	16	-1.05

Tabla 17. Configuración y resultados de flexión/extensión DIP dedos e IP del pulgar

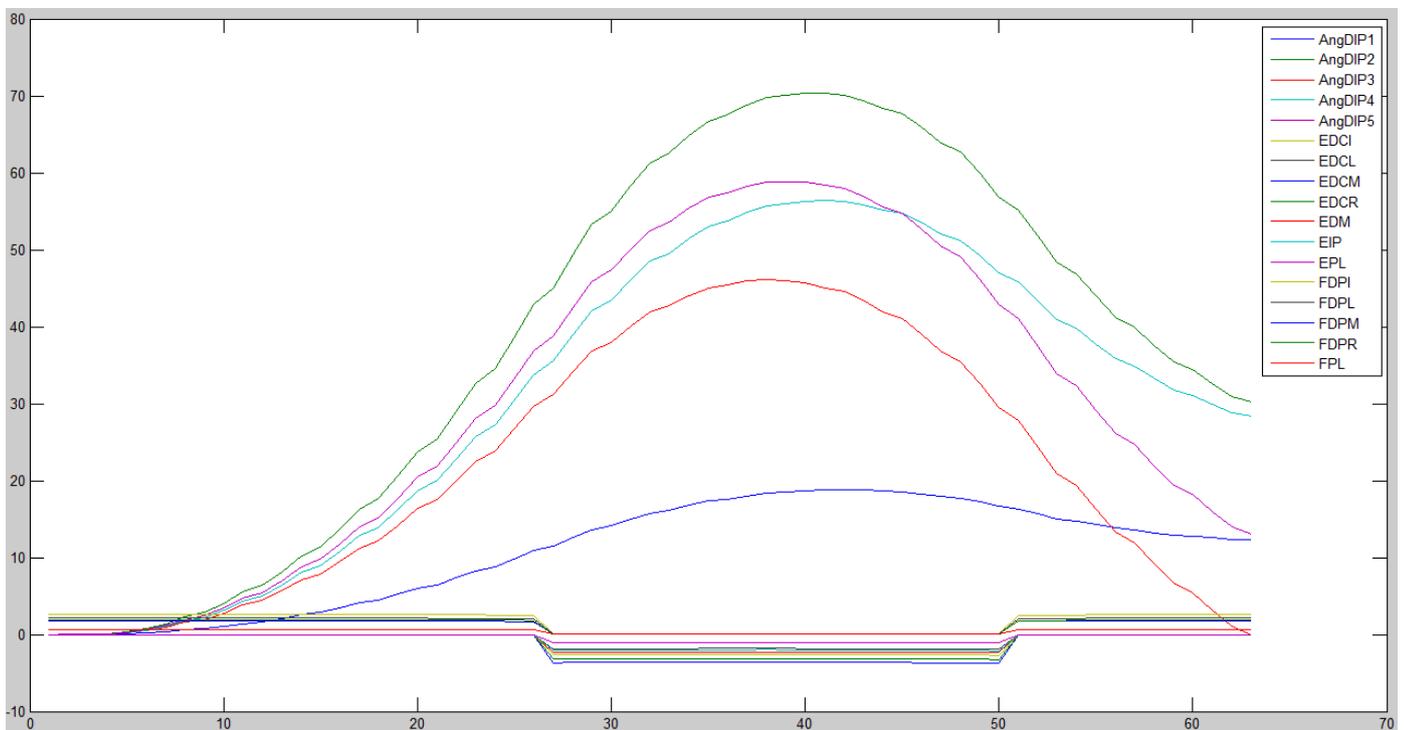


Figura 36. Gráfico flexión/extensión de las DIP de los dedos e IP del pulgar

Las fuerzas de flexión para cada dedo del II al V oscilan entre 1.72N y 2.71N y las fuerzas de extensión para los dedos del II al V oscilan entre -3.24N y -4.78N. Las fuerzas desarrolladas para el pulgar son menores: 0.65N para flexión y -1.05N para extensión. Los movimientos son realizados en el eje Y de manera correcta, venciendo la fuerza de la gravedad en la flexión.

En la *Figura 36* se observa que el ángulo crece en las articulaciones DIP e IP del dedo I cuando las fuerzas de flexión están activas y decrece, con el mismo retardo explicado en pruebas anteriores, cuando estas se desactivan y se activan las fuerzas de extensión.

Los ángulos de flexión y extensión de las articulaciones interfalángicas distales de los dedos del II al V alcanzan valores satisfactorios, siendo aproximadamente de 45° en flexión el menor ángulo alcanzado (DIP3) y nunca disminuyendo más allá de los 0° en la extensión.

Para la articulación DIP del pulgar se ha obtenido un ángulo muy bajo en flexión, que no supera los 20° y la extensión también se realiza de una manera muy lenta. Esto es debido a que sus fuerzas tanto de flexión como de extensión son demasiado bajas.

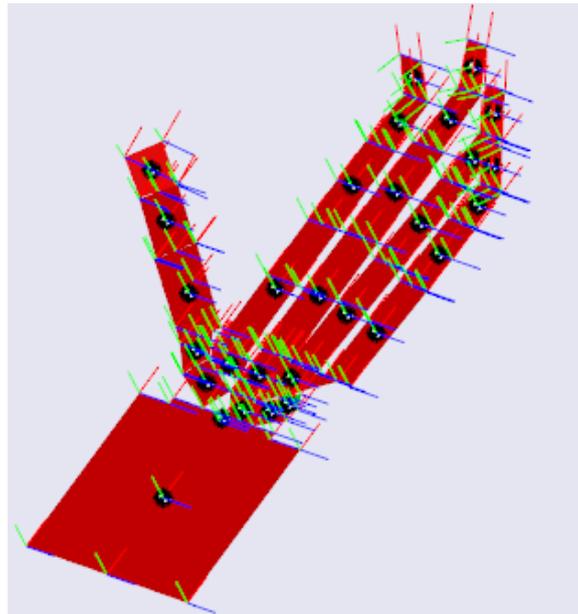


Figura 37. Flexión de las DIP de los dedos e IP del pulgar. Visualización en SimMechanics

6.5 Abducción/Aducción dedos

Para la abducción de los dedos, se emplean los cuatro músculos dorsales interóseos: DI1 para el dedo II, DI2 y DI3 para el dedo III y DI4 para el dedo IV. Para la abducción del meñique, se emplea el abductor del meñique (ADM) y para la abducción del pulgar, se emplean dos músculos: abductor largo del pulgar (APL) y abductor corto del pulgar (APB). Para la aducción de los dedos, se emplean los músculos palmares interóseos: PI2 para el dedo II, PI3 para el dedo IV y PI4 para el dedo V. El PI1 se emplea para la aducción del pulgar, junto con el aductor del pulgar (AP).

En la *Tabla 18* se exponen los valores de configuración para el movimiento y las fuerzas desarrolladas por cada uno de ellos y en la *Figura 38* y *Figura 39* se muestran los gráficos de las fuerzas desarrolladas en Newton, comparándolas con el ángulo de la articulación MCP de cada uno de los dedos en grados.

Músculo	Amplitud	Periodo (s)	Fuerza desarrollada (N)
DI1	0.5	16	-3.34
DI2	0.5	16	-1.04
DI3	0.5	16	1.4
DI4	0.5	16	1.32
ADM	0.5	16	2.23
APL	0.5	16	-0.01
APB	0.5	16	-1.74
PI2	0.5	16	1.48
PI3	0.5	16	-1.17
PI4	0.5	16	-2.54
PI1	0.5	16	0.55
AP	0.5	16	2.46

Tabla 18. Configuración y resultados de abducción/aducción de los dedos

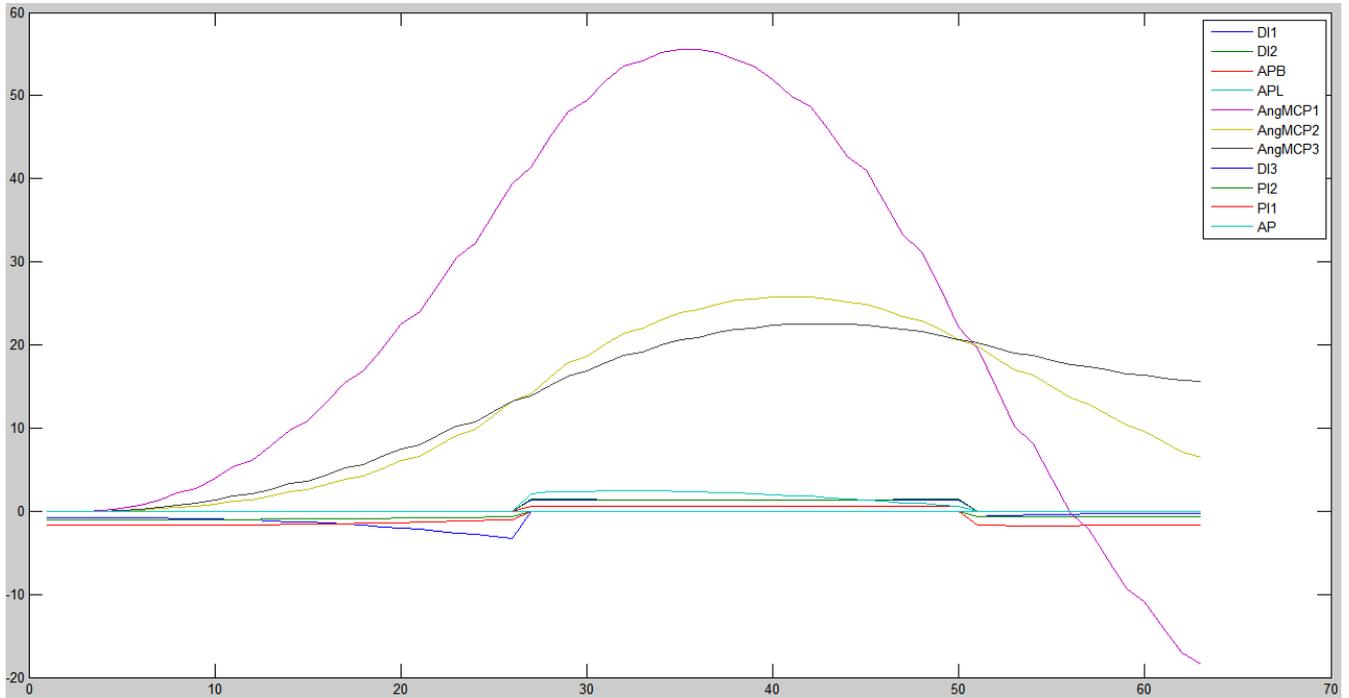


Figura 38. Gráfico abducción/aducción de las MCP de los dedos I, II y III

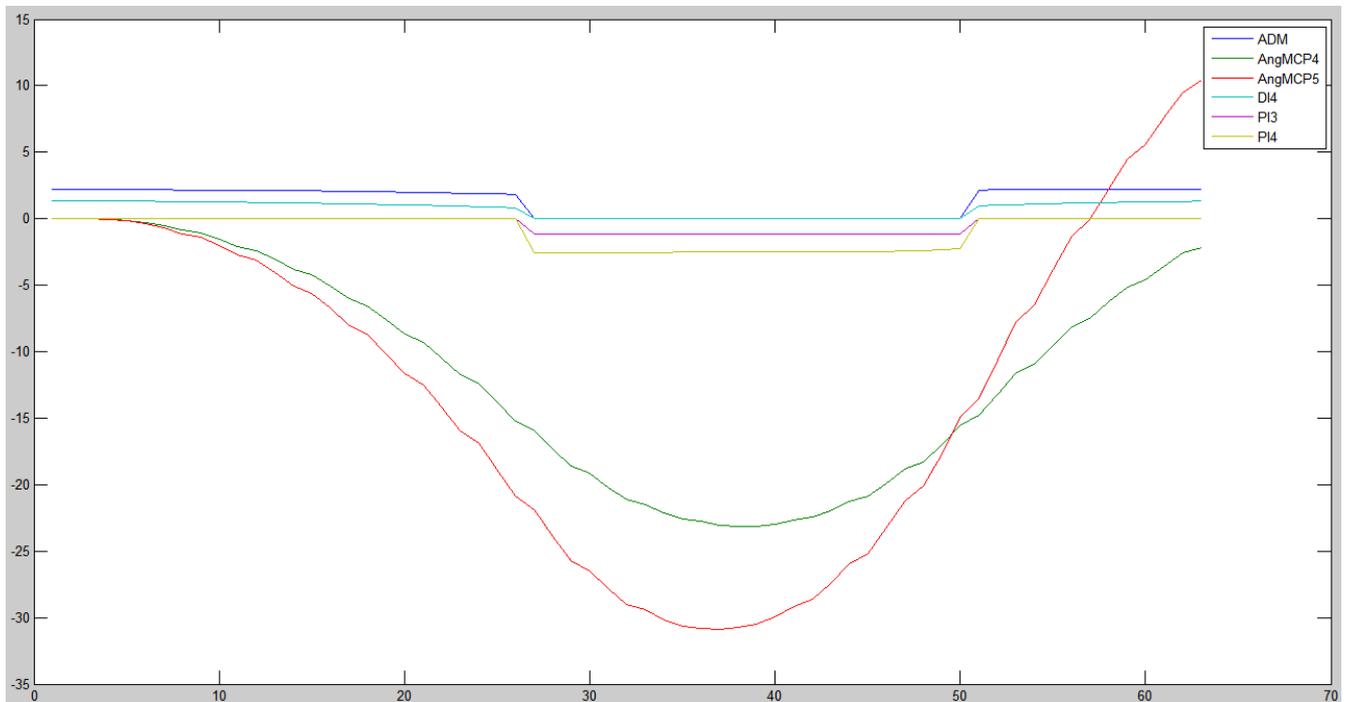


Figura 39. Gráfico abducción/aducción de las MCP de los dedos IV y V

Los valores absolutos de las fuerzas de abducción/aducción de los dedos oscilan entre 1.04N y 3.34N. El movimiento se ejecuta correctamente, teniendo en cuenta que no se han puesto limitaciones en los ángulos que las articulaciones pueden conseguir. En este caso, la fuerza de los músculos no vence la fuerza de la gravedad ya que el movimiento se produce en el eje Z.

Para una mejor visualización de los resultados, estos se han dividido en dos gráficas, ya que para los dedos I, II y III las fuerzas de abducción se desarrollan en sentido negativo del eje Z y las de aducción en sentido positivo y para los dedos IV y V las fuerzas actúan en sentido opuesto, es decir, las fuerzas de abducción actúan en sentido positivo en el eje Z y las de aducción en sentido negativo.

En la *Figura 38* se puede observar la relación entre las fuerzas desarrolladas por los músculos y el ángulo de los dedos I, II y III. Al activarse las fuerzas de abducción, el ángulo crece en las articulaciones MCP (los dedos se mueven hacia la izquierda), y al desactivarse estas fuerzas y activarse las de aducción, el ángulo comienza a decrecer (los dedos se mueven hacia la derecha). En la *Figura 39* se puede observar el mismo movimiento pero en sentido opuesto, desarrollado en los dedos IV y V.

Los ángulos alcanzados en la mayoría de las articulaciones en abducción-aducción, son mayores que los máximos reflejados en la *Tabla 1*, destacando los ángulos alcanzados en los dedos I y V. Como se ha dicho anteriormente, con las limitaciones necesarias, el movimiento no sobrepasaría los límites angulares marcados.

Las direcciones de cada dedo en abducción se pueden observar con más claridad en la *Figura 40*.

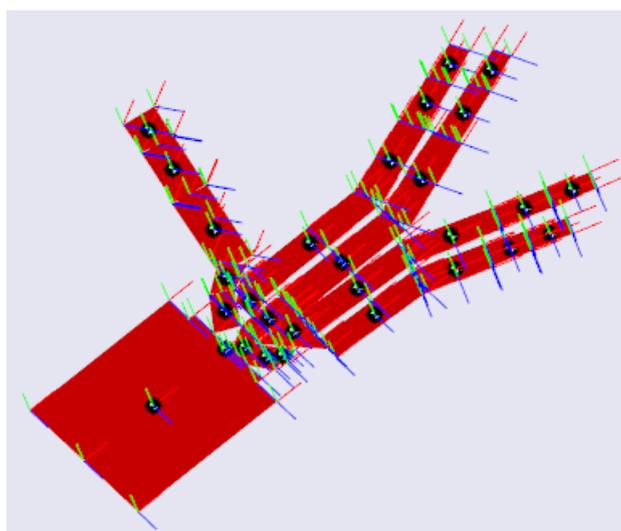


Figura 40. Abducción de los dedos. Visualización en SimMechanics

6.6 Oposición pulgar – meñique

La última prueba ha consistido en la oposición entre el dedo pulgar y el dedo meñique. Para este movimiento es necesario flexionar y aducir la articulación metacarpofalángica del meñique y, por lo tanto, se emplean los músculos: flexor corto del meñique (FDMB) y lumbrical 4 (LU4) para la flexión, y el interóseo palmar 4 (PI4) para la aducción. También es necesario desarrollar el movimiento de oposición del pulgar. Para llevar a cabo este movimiento se emplea principalmente el oponente del pulgar (OP) y el flexor corto del pulgar (FPB) para ayudar a flexionar la articulación metacarpofalángica del pulgar.

En la *Tabla 19* se exponen los valores de configuración para el movimiento y las fuerzas desarrolladas por cada uno de ellos y en la *Figura 41* se puede observar la relación entre las fuerzas desarrolladas en Newton y los ángulos de las articulaciones en grados.

Músculo	Amplitud	Periodo (s)	Fuerza desarrollada (N)
OP	0.6	20	1.94
FPB	0.4	20	1.5
LU4	0.6	20	1.3
FDMB	0.6	20	2.66
PI4	0.15	20	-0.62

Tabla 19. Configuración y resultados de oposición pulgar-meñique

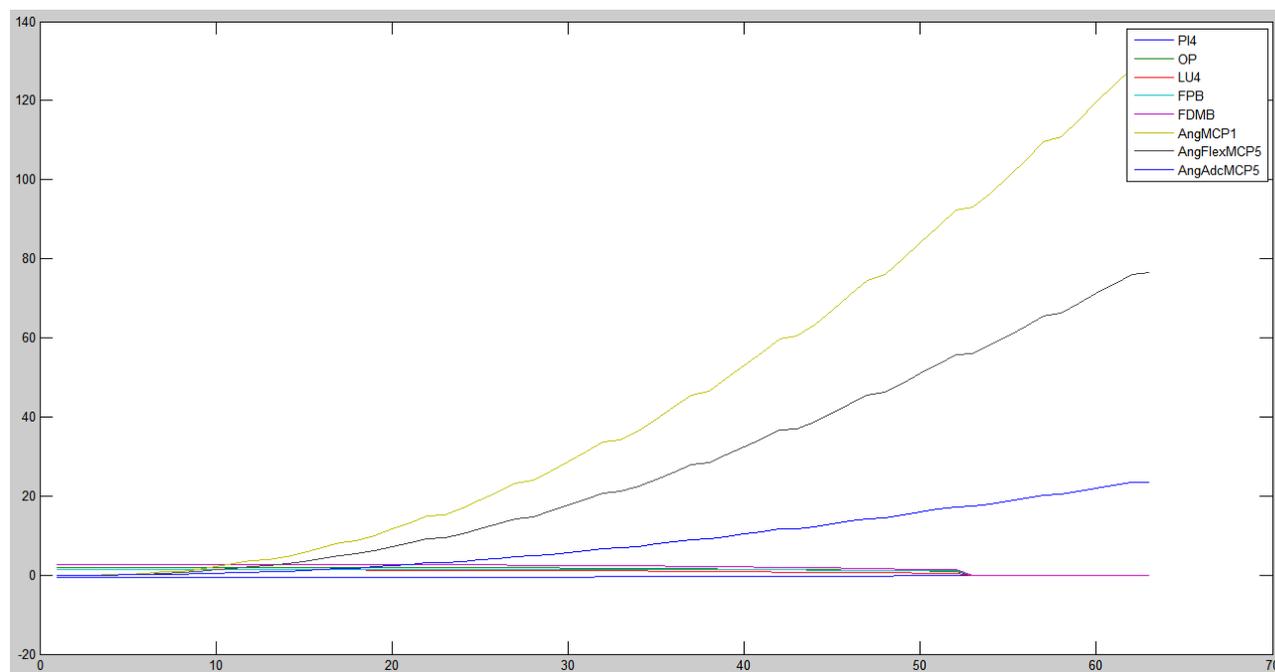


Figura 41. Gráfico oposición pulgar-meñique

En la *Figura 41* se observa que tanto el ángulo de flexión de la articulación MCP del pulgar, como los ángulos de flexión y aducción de la articulación MCP del meñique aumentan en consecuencia de las fuerzas activas. Se puede observar que el ángulo de la articulación del pulgar es el que más aumenta, ya que necesita hacer más recorrido hasta encontrarse con la yema del meñique. El ángulo que menos aumenta es el de la articulación MCP del meñique en aducción, ya que solo precisa de un pequeño desplazamiento para realizar esta tarea. Los movimientos se desarrollan correctamente en varios ejes y la posición final de la mano, aunque no es totalmente precisa, es bastante correcta, como se puede observar en la *Figura 42*.

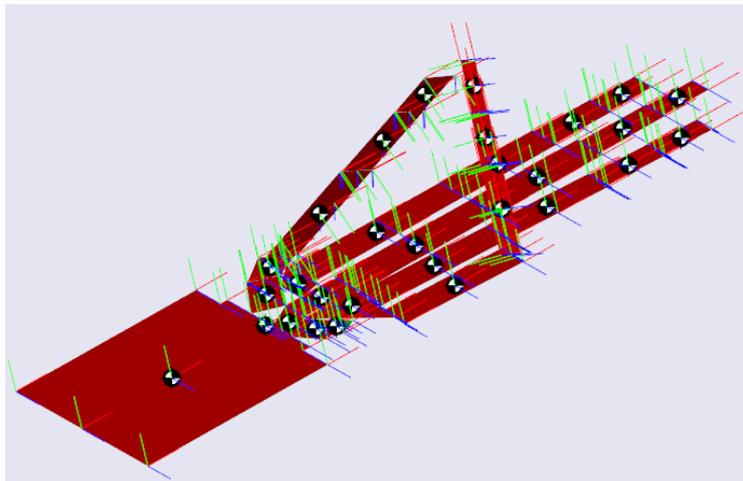


Figura 42. Oposición pulgar-meñique. Visualización en SimMechanics

Capítulo 7

Conclusiones y Líneas Futuras

7.1 Conclusiones

La mano humana es un instrumento muy complejo y no es posible plasmar todas sus funcionalidades y características en un periodo corto de tiempo como el que supone un proyecto de fin de grado. Por este motivo, desde un principio se pensó en un modelo simplificado, que pueda servir para el desarrollo de otros proyectos para su constante mejora. Y es con este pensamiento con el que se empezó a desarrollar el proyecto expuesto.

El proyecto realizado cumple con los requisitos y funcionalidades marcadas desde el inicio. Se ha conseguido primeramente obtener los parámetros biomecánicos necesarios para el conocimiento del funcionamiento de la mano: conocimientos sobre los huesos, características de las articulaciones, parámetros característicos de los músculos etc. A continuación, se ha conseguido hacer un diseño del modelo esquelético de la mano, que aunque humilde, ha resultado ser efectivo y visualmente muy satisfactorio. Igualmente efectivo ha resultado ser el modelo muscular diseñado una vez estudiadas las pruebas finales. Los resultados de las fuerzas de casi todos los músculos han sido satisfactorios.

Analizando los resultados obtenidos y fijándonos en los gráficos expuestos, además de obtener valores de fuerza satisfactorios, se han obtenido las trayectorias deseadas para cada movimiento. Es necesario puntualizar que no ha existido una validación de las fuerzas del modelo y que los movimientos en una mano real son no lineales, factor que no se ha tenido en cuenta en este proyecto, ya que como se pensó desde un principio, este es un modelo base para seguir con su desarrollo en distintas etapas.

A nivel general, se ha conseguido un modelo que tiene en cuenta todos los músculos involucrados en el movimiento de la mano, y estos movimientos se desarrollan con las trayectorias deseadas, permitiendo ejecutar cada uno de ellos de manera correcta.

El modelo se ha realizado en un entorno ideal para, en un futuro y cuando el desarrollo sea completo, poder conectarlo con otros modelos de actuadores o exoesqueletos ya modelados.

7.2 Líneas Futuras

Las posibilidades de desarrollo del modelo creado son enormes. El proyecto en sí mismo, está pensado para seguir desarrollándose en distintas etapas.

A nivel de diseño, con mayores recursos se podría utilizar un método más preciso para determinar los segmentos del modelo esquelético, como ya se ha visto en otros proyectos, obteniendo las formas y tamaños de los huesos de los segmentos de una mano real mediante micro-tomografía computarizada o micro-CT, empleada en el modelo de AnyBody. Una vez mejorado el modelo esquelético, se podría ser más exacto en los puntos de origen e inserción de los músculos. También en cuanto al diseño del modelo esquelético, se podrían obtener las masas de cada segmento de la mano, por ejemplo, de la mano real de un cadáver. Con estas medidas el modelo esquelético se vería ampliamente perfeccionado.

En cuanto al modelo muscular, la principal línea futura es la validación de las fuerzas obtenidas como resultados de las operaciones del modelo Hill. Esta es una de las partes más importantes, ya que con la obtención de resultados correctos, el modelo realmente estaría preparado para la realización de pruebas de movimiento real de la mano. Antes de dicha validación, es necesario añadir los tendones al sistema muscular, para que las fuerzas de este se asemejen más a la realidad.

En cuanto a los movimientos realizados, en el futuro, deberían implementarse como movimientos no lineales, suprimiendo la función que realiza esta tarea en el modelo presente y sustituyéndola por otra función o método más complejo, que permita este tipo de movimientos, ya que de este modo se producen en una mano real. Otras mejoras relacionadas con el movimiento pueden ser: la adición de fuerzas de fricción en las articulaciones, para que los movimientos de unas no afecten al resto de ellas o la limitación de los ángulos de movimiento de cada articulación.

Una vez terminado el proceso de mejora del modelo, este estaría preparado para conectarse con otros modelos desarrollados en Matlab, como por ejemplo, modelos de control, modelos de actuadores y modelos de exoesqueletos y para la realización de pruebas de movimiento real.

Por último, restaría el montaje a nivel hardware de un dispositivo para la mano humana o la conexión con uno ya realizado, para comprobar el funcionamiento sobre un dispositivo real del modelo mejorado.

Bibliografía

- [1] Asencio, A. J., Rodríguez, Y. S., & Monteiro, H. (s.f.). *Enfermedad cerebrovascular*. Recuperado el Septiembre de 2014, de www.ineuro.sld.cu/contenidos/Pacientes/ecv_manifestaciones.doc
- [2] Clauser, C. E., Mcconville, J. T., & Young, J. W. (1969). *Weight, volume and center of mass of segments of the human body*. Aerospace Medical Research Laboratory, Wright-Patterson Air Force Base, Ohio.
- [3] Chalfoun, J., Younes, R., Renault, M., & Ouezdou, F. (2005). Forces, activation and displacement prediction during free movement in the hand and forearm. *Journal of Robotics Systems*, 22(11), 653–660.
- [4] Chávez, M. A., Rodríguez, F., & López, A. B. (2010). Exoesqueletos para potenciar las capacidades humanas y apoyar la rehabilitación. *Revista Ingeniería Biomédica*, 4(7), 63-73.
- [5] Chen, D., Norris, D., & Ventikos, Y. (2009). The active and passive ciliary motion in the embryo node: A computational fluid dynamics model. *Journal of Biomechanics*, 42(3), 210-6.
- [6] Damsgaard, M., Rasmussen, J., Christensen, S. T., Surma, E., & de Zee, M. (2006). *Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System*.
- [7] Davoodi, R., Urata, C., Todorov, E., & Loeb, G. E. (2004). Development of clinicianfriendly software for musculoskeletal modeling and control Engineering in Medicine and Biology Society. *26th Annual International Conference of the IEEE*.
- [8] Delp, S. L., & Loan, P. (1995). A graphics-based software system to develop and analyze models of musculoskeletal structures. *Comput. Biol. Med.*, 25, 21-34.
- [9] Delp, S. L., Anderson, F. C., Arnold, A. S., Loan, P., Habib, A., John, C. T., . . . Thelen, D. G. (2007). OpenSim: Open-Source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 54, 1940-1950.
- [10] Delp, S., & Gonzalez, R. (s.f.). *Wrist Model. Project Overview*. Recuperado el Septiembre de 2014, de <https://simtk.org/home/wrist-model>
- [11] Dirección General de Tráfico. (2011). *Dirección General de Tráfico; Magnitud a nivel mundial del problema de la seguridad vial. Análisis de los accidentes de tráfico según los informes internacionales: OMS, OCDE, CE*. Recuperado el Septiembre de 2014, de http://www.dgt.es/Galerias/la-dgt/empleo-publico/oposiciones/doc/2013/TEMA_6_Parte_Comun_mov_segura61g.doc



-
- [12] Drake, R. L., Vogl, W., & Mitchell, A. W. (2007). Anatomía para estudiantes. Madrid: ELSEVIER.
- [13] Eswaran, S. K., Bevill, G., Nagarathnam, P., Allen, M. R., Burr, D., & Keaveny, T. (2009). Effects of suppression of bone turnover on cortical and trabecular load sharing in the canine vertebral body. *Journal of Biomechanics*, 42(4), 517-23.
- [14] FESTO. (s.f.). *ExoHand – Cooperación entre el hombre y la tecnología*. Recuperado el Septiembre de 2014, de http://www.festo.com/cms/es_corp/12713.htm
- [15] Fox, M. D., Reinbolt, J. A., Öunpuu, S., & Delp, S. (2009). Mechanisms of improved knee flexion after rectus femoris transfer surgery. *Journal of Biomechanics*, 42(5), 614-619.
- [16] Fung, Y. C. (1990). *Biomechanics: Mechanical properties of living tissues*. Springer Verlag.
- [17] Garzón-Alvarado, D. A., Duque, C. A., & Ramírez, A. M. (2009). Sobre la aparición de la biomecánica y la mecanobiología computacional: experimentos computacionales y recientes hallazgos. *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas*.
- [18] Goldstein, S. A., Armstrong, T. J., Chaffin, D. B., & Matthews, L. S. (1987). Analysis of cumulative strain in tendons and tendon sheaths. *Journal of Biomechanics*, 20(1), 1-6.
- [19] Gonzalez, R. V., Buchanan, T. S., & Delp, S. L. (1997). How muscle architecture and moment arms affect wrist flexion-extension moments. *Journal of Biomechanics*, 30, 705-712.
- [20] Hatze, H. (1981). *Myocibernetic control models of skeletal Muscle*. University of South Africa, Pretoria.
- [21] Hislop, H. L., & Montgomery, J. (2002). Pruebas Funcionales Musculares. Madrid: MARBAN.
- [22] Huiskes, R., & Chao, E. Y. (1983). A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: The first decade. *Journal of Biomechanics*, 16(6), 385-409.
- [23] Huthmann, S., Staszky, C., Jacob, H. G., Rohn, K., & Gasse, H. (2009). Biomechanical evaluation of the equine masticatory action: Calculation of the masticatory forces occurring on the cheek tooth battery. *Journal of Biomechanics*, 42(1), 67-70.
- [24] Index Mundi. (1 de Enero de 2012). *Mapa comparativo de países. Tasa de crecimiento de la producción industrial - Mundo*. Recuperado el Septiembre de 2014, de <http://www.indexmundi.com/map/?v=78&l=es>
- [25] Jacobson, M. D., Raab, R. R., Fazeli, B. M., Abrams, R. A., Botte, M. J., & Lieber, R. L. (1992). Architecture design of the human intrinsic hand muscles. *J. Hand Surg*, 3(17A), 804-809.
- [26] Kaufman, K. R., An, K. N., Litchy, W. J., & Chao, E. Y. (1991). Physiological prediction of muscle forces I. Theoretical formulation. *J. Neuroscience*, 40(3), 781-792.
-



-
- [27] Khachani, M., Davoodi, R., & Loeb, G. (2000). Musculo-Skeletal Modeling Software (MSMS) for Biomechanics and Virtual Rehabilitation. *IEEE Trans. Biomedical Eng.*
- [28] Koyama, T., Yamano, I., Takemura, K., & Maeno, T. (2002). Multi-fingered exoskeleton haptic device using passive force feedback for dexterous teleoperation. *Conference of Intelligent Robots and Systems*. Lausanne, Switzerland.
- [29] Lee, J. W., & Rim, K. (1990). Maximum finger force prediction using a planar simulation of the middle finger. *Journal of Engineering in Medicine*, 204, 169-178.
- [30] Lieber, R. L., Fazeli, B. M., & Botte, M. J. (1990). Architecture of selected wrist flexor and extensor muscles. *J. Hand Surg*(15A), 244-250.
- [31] Lieber, R. L., Jacobson, M. D., Fazeli, B. M., Abrams, R. A., & Botte, M. J. (1992). Architecture of selected muscles of the arm and forearm: anatomy and implications for tendon transfer. *J. Hand Surg*(17A), 787-798.
- [32] Liu, X. S., Bevill, G., Keaveny, T. M., Sajda, P., & Guo, X. E. (2009). Micromechanical analyses of vertebral trabecular bone based on individual trabeculae segmentation of plates and rods. *Journal of Biomechanics*, 42(3), 249-256.
- [33] Mathworks. (s.f.). *Matlab*. Recuperado el Septiembre de 2014, de <http://www.mathworks.es/products/matlab/>
- [34] Mathworks. (s.f.). *SimMechanics*. Recuperado el Septiembre de 2014, de <http://www.mathworks.es/products/simmechanics/>
- [35] Mathworks. (s.f.). *Simulink*. Recuperado el Septiembre de 2014, de <http://www.mathworks.es/products/simulink/>
- [36] Pitarch, E. P. (2007). *Virtual Human Hand: Grasping Strategy and Simulation*, PhD Thesis. Universitat Politècnica de Catalunya (UPC).
- [37] Robotics Lab. (s.f.). Columbia University, Computer Science Department. Recuperado el Septiembre de 2014, de GrasplT Overview: <http://www.cs.columbia.edu/~cmatei/grasplT/>
- [38] Romero, E. (s.f.). *La edad de jubilación se retrasará en todo el mundo*. Recuperado el Septiembre de 2014, de Mundo Empresarial Europeo: http://www.mundoempresarialeuropeo.com/pdfs/99/MUNDO_99.pdf
- [39] Sancho-Bru, J. L. (s.f.). *Towards a Realistic and Self-Contained Biomechanical Model of the Hand*. Universitat Jaume I Spain.
- [40] Savescu, A., Cheze, L., Wang, X., Beurier, G., & Verriest, J. P. (2004). A 25 degrees of freedom hand geometrical model for better hand attitude simulation. *SAE International*.
- [41] Shippen, J., & May, B. (2010). Calculation of Muscle Loading and Joint Contact Forces in Irish Dance. *Journal of Dance Medicine and Science*.
- [42] Snyder, M. F., & Rideout, V. C. (1968). Computer modeling of the human systemic arterial tree. *Journal of Biomechanics*, 1(1), 341-353.
-



- [43] Varadarajan, V. S. (1983). *Euler Through Time: A new look at old themes*. AMS.
- [44] Wang, J., Li, J., Zhang, Y., & Wang, S. (2009). Design of an exoskeleton for index finger rehabilitation. *31st Annual International Conference of the IEEE-EMBS*. Minneapolis, USA.
- [45] Wege, A., Kondak, K., & Hommel, G. (2005). Mechanical design and motion control of a hand exoskeleton for rehabilitation. *International IEEE Conference on Mechatronics and Automation (ICMA)*. Ontario, Canada.
- [46] Wikipedia. (4 de Mayo de 2014). *Enfermedad cerebrovascular*. Recuperado el Septiembre de 2014, de http://es.wikipedia.org/wiki/Enfermedad_cerebrovascular#cite_note-8
- [47] Wikipedia. (1 de Septiembre de 2014). *Envejecimiento de la población*. Recuperado el Septiembre de 2014, de http://es.wikipedia.org/wiki/Envejecimiento_de_la_poblaci%C3%B3n
- [48] Woledge, R. C., Curtin, N. A., & Homsher, E. (1985). Energetic Aspects of Muscle Contraction. *Academic Press*.
- [49] Wu, J. Z., An, K., Cutlip, R. G., & Dong, R. G. (2007). *Modeling of the muscle/tendón excursions in an index finger using the comercial software Anybody*.
- [50] Wu, J. Z., An, K., Cutlip, R. G., Krajnak, K., & Dong, R. G. (2007). *Modeling of the dynamic muscle force in an index finger during tapping*.
- [51] Zajac, F. E. (1989). Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 17(4), 359-411.

Publicaciones

Dorin-Sabin Copaci, Juan Carlos García Pozo, Antonio Flores-Caballero, Dolores Blanco.
(3-5 Septiembre 2014). Simulación de la mano humana mediante
Matlab/SimMechanics. *XXXV Jornadas de Automática*.

Anexo A: Planificación y Presupuesto

A continuación se va a llevar a cabo un desglose de las tareas que se han realizado a lo largo de este trabajo fin de grado, lo que facilitará posteriormente un cálculo aproximado sobre su coste.

A.1 Planificación

El proyecto se ha dividido en distintas fases, las cuales se explican a continuación:

Fase 1: Documentación y preparación inicial del entorno de desarrollo (15 horas)

- I. Estudio del entorno de desarrollo: Matlab, Simulink y SimMechanics (5 horas)
- II. Preparación de las herramientas de trabajo (2 horas)
- III. Búsqueda y realización de tutoriales y modelos sencillos. (8 horas)

Fase 2: Documentación y diseño (60 horas)

- I. Estudio y recopilación de datos sobre la biomecánica de la mano (10 horas)
- II. Diseño del modelo esquelético. Dimensiones y masa (30 horas)
- III. Estudio del modelo Hill y búsqueda de sus parámetros (20 horas)

Fase 3: Desarrollo del modelo (120 horas)

- I. Modelo esquelético (60 horas)
- II. Modelo muscular (60 horas)

Fase 4: Pruebas (20 horas)

- I. Pruebas y documentación de las mismas (20 horas)

Fase 5: Elaboración de la memoria (85 horas)

- I. Redacción de la memoria (70 horas)
- II. Corrección y maquetación (15 horas)



FASES	HORAS EMPLEADAS
Documentación entorno de desarrollo	15
Documentación y diseño	60
Desarrollo del modelo	120
Pruebas	20
Elaboración de la memoria	85
TOTAL	300

Tabla 20. Desglose de tareas



A.1.1 Diagrama de Gantt

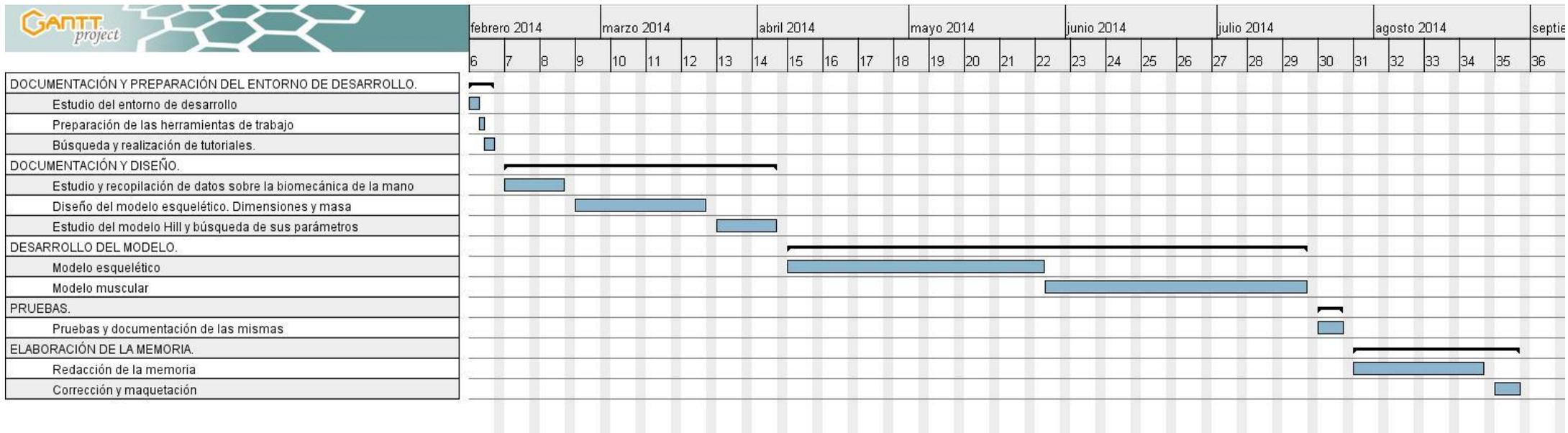


Figura 43. Diagrama de Gantt

A.2 Presupuesto del Trabajo Fin de Grado

A continuación se expone el presupuesto del trabajo de fin de grado, especificando los distintos tipos de costes requeridos.

A.2.1 Costes materiales

Para la realización del proyecto ha sido necesario utilizar recursos hardware y software. A nivel hardware ha sido necesario la utilización un PC portátil. Considerando un periodo de amortización de 8 años y teniendo en cuenta la duración del proyecto los costes de hardware quedan como se expone en la *Tabla 21*.

CONCEPTO	PRECIO TOTAL(€)	COSTE AMORTIZADO(€)
PC Portátil	600,00	37,50
TOTAL		37,50

Tabla 21. Costes Hardware

A nivel software ha sido necesario usar varios programas informáticos. Los costes de software se exponen en la *Tabla 22*.

CONCEPTO	PRECIO TOTAL(€)
Microsoft Office 2010	119,00
Matlab (student)	35,00
Simulink (student)	20,00
SimMechanics (student)	20,00
TOTAL	194,00

Tabla 22. Costes Software

A.2.2 Costes de personal

Para la realización de este trabajo, ha sido necesaria la presencia de un jefe de proyecto y un ingeniero.

OCUPACIÓN	HORAS	PRECIO/HORA	IMPORTE (€)
Jefe de proyecto	25	25,00	625,00
Ingeniero	300	15,00	4.500,00
TOTAL	325		5.125,00

Tabla 23. Costes de personal



A.2.3 Costes totales

CONCEPTO	PRECIO (€)
Costes materiales (Hardware)	37,50
Costes materiales (Software)	194,00
Costes de personal	5.125,00
Subtotal	5.356,50
IVA (21%)	1.124,86
TOTAL	6.481,36

Tabla 24. Costes totales

La cantidad total a la que asciende el presupuesto de este proyecto es de **SEIS MIL CUATROCIENTOS OCHENTA Y UN EUROS CON TREINTA Y SEIS CÉNTIMOS**.

Madrid, a 10 de Septiembre de 2014

Fdo. Juan Carlos García Pozo