

Predicción de las fuerzas musculares de miembro superior durante los movimientos de flexión - extensión y pronación - supinación a partir de un modelo biomecánico desarrollado en la plataforma Opensim

N. Uribe Acosta*¹, C. Díaz León², E. Zapata Torres³

¹ Universidad EIA, Colombia

² Universidad EAFIT, Colombia

³ Universidad de Lyon, Francia

Resumen

Con el fin de predecir las fuerzas musculares del miembro superior durante cuatro movimientos (flexión – extensión, pronación – supinación), se desarrolla un modelo cinemático y dinámico en una plataforma de libre acceso (Opensim Biomechanics) que permite movimientos de la articulación del hombro, codo y muñeca. El modelo permite hallar las fuerzas de los principales actuadores musculares durante una trayectoria dada. Un modelo principal (genérico) fue escalado para generar una muestra de 35 sujetos. 30 sujetos se obtuvieron por el denominado escalado manual, basado en factores antropométricos y disponible directamente desde Opensim. Cinco sujetos más se obtuvieron por el denominado escalado por marcadores, basado en trayectorias de análisis de movimiento obtenidas a partir de laboratorio de análisis de movimiento y exportadas a Opensim. Haciendo uso de las diferentes herramientas de análisis presentes en la plataforma Opensim y de diversos scripts creados en paralelo, ha sido posible generar modelos de los mencionados movimientos para estimar los rangos de fuerzas de los principales actuadores musculares. Se encontró que las fuerzas musculares durante la flexión y extensión variaron entre 400N y 1000N, para los movimientos de pronación y supinación las fuerzas musculares variaron entre 200N y 400N.

Palabras clave: Opensim, biomecánica, fuerza muscular, antropometría, miembro superior

Abstract

In order to predict the muscular forces of the upper limb for four movements (flexion - extension, pronation - supination), a kinematic and dynamic model is developed on an open access platform (OpenSim Biomechanics) that allows movements of the shoulder joint, elbow and wrist. The model allows to find the forces of the main muscular actuators during a given trajectory. A main (generic) model was scaled to generate a sample of 35 subjects. 30 subjects were obtained by the so-called scaled manual, based on anthropometric factors and available directly from Opensim. Five more subjects obtained the result by exploration, based on trajectories of movement analysis from movement analysis laboratory and exported to OpenSim. Making use of the analysis tools in the OpenSim platform and of several scripts created in parallel, it has been possible to generate models of them to estimate the ranges of the forces of the main muscular actuators. It was found that the muscular forces during flexion and extension between 400N and 1000N, for the movements of pronation and supination the muscular forces varied between 200N and 400N.

Keywords: Opensim, Biomechanics, muscular strength, anthropometry, upper limb

Correspondencia:

Edison Zapata Torres

Universidad de Lyon, Francia

E-mail: edison.zapata.torres@gmail.com

Introducción

El sistema músculo esquelético puede ser visto como una colección de componentes interconectados que generan una respuesta determinada a un estímulo interno o una perturbación externa. La cinemática del sistema músculo esquelético es compleja y por tanto se hace útil analizarlo a través de modelos computacionales capaces de generar simulaciones, que estimen el valor de ciertas variables para un instante de tiempo dado. Como cualquier otro modelo, los modelos cinemáticos de sistema músculo esquelético requieren variables de entradas que, cuando próximos a la realidad, generaran un conjunto de datos de salida predictores de un determinado comportamiento¹.

Para la modelación y simulación del cuerpo humano existen diferentes herramientas tales como Opensim Biomechanics, SIMM, AnyBody, LifeMod, etc. Todas ellas incluyen algoritmos que permiten la representación, modificación y simulación de sistemas músculo esqueléticos.

OpenSim biomechanics² es una plataforma de gran alcance y de libre acceso para el modelado y simulación del movimiento humano, desarrollada por investigadores de la universidad de Stanford, California. Las simulaciones dinámicas de movimiento permiten estudiar la coordinación neuromuscular, analizar el rendimiento deportivo y estimar la carga interna del sistema músculo esquelético. La plataforma opensim está desarrollada bajo un sistema de libre disposición y ofrece un código abierto que permite a los usuarios desarrollar modelos de estructuras músculo esqueléticas y crear simulaciones dinámicas con una amplia variedad de movimientos.

La plataforma Opensim Biomechanics permite realizar análisis cinemáticos y dinámicos que ayudan a conocer mejor el comportamiento del cuerpo humano cuando éste está en movimiento. Un modelo de Opensim representa la dinámica de un sistema de cuerpos rígidos y articulaciones que son actuadas por fuerzas para producir movimiento. Un archivo de Opensim está construido por componentes que corresponden a partes del sistema físico,

estas son: cuerpos, articulaciones, restricciones, geometría de contacto y controladores².

En Opensim, la parte esquelética de un modelo está representada por cuerpos rígidos interconectados por articulaciones. Las articulaciones definen cómo un cuerpo puede moverse con respecto a su cuerpo parental. En esta herramienta todos los cuerpos tienen un padre y están conectados a su padre a través de una articulación, también es posible aplicar restricciones para limitar el movimiento de algún cuerpo. Los músculos se modelan como elementos de fuerza especializados que actúan conectados a cuerpos rígidos. La fuerza de un músculo es típicamente dependiente de la trayectoria. Un modelo de Opensim es descrito por un archivo que utiliza la estructura de código XML para organizar su contenido, este puede ser modificado bajo el propósito de diferentes desarrollos de modelos².

El músculo consta de un componente activo contráctil y de un componente pasivo no contráctil. El primero consiste en un sistema de fibras entrelazadas cuyo propósito se basa en movilizar unas en relación con las otras y producir una contracción global. El segundo comprende una serie de diferentes tipos de tejido conectivo como los tendones y ligamentos alrededor de las fibras musculares. Éstos proporcionan un marco de referencia estructural para los músculos y una red de conexiones entre las partes del sistema musculoesquelético, que estabilizan y transmiten fuerzas por todo el cuerpo. Funcionalmente, tienen un papel importante en la absorción y liberación de energía elástica para mejorar la eficacia de la acción muscular³. En ocasiones es importante conocer con exactitud cuál es el valor de la fuerza que proporciona cada músculo al realizar un movimiento específico. Este trabajo propone generar un modelo predictivo de los valores referentes de fuerza de la mayoría de músculos del miembro superior involucrados en los movimientos de flexión – extensión y pronación – supinación. El estudio se realiza en 35 sujetos con diferentes medidas antropométricas y será útil en estudios comparativos posteriores, por ejemplo, en la medida de la influencia de implantes óseos sobre los cambios de las fuerzas musculares.

Materiales y métodos

El primer paso fue obtener los huesos que se usarán en el modelo. Unos de ellos se recuperaron desde la biblioteca de datos de la plataforma de Opensim y otros fueron adquiridos a partir de TAC (Tomografía Axial Computarizada) de sujetos voluntarios. Para los TAC fue necesario realizar la segmentación de los huesos usando el software SimpleWare ScanIP⁴, esto con el fin de tener los huesos que serán usados en formato stl (stereolithography). La tabla 1, presenta un recuento de dichas adquisiciones. Los sujetos voluntarios firmaron un consentimiento informado donde se les explicó los riesgos y objetivos del estudio, el proyecto además fue avalado por el comité de ética de la Universidad EIA (Medellín, Colombia).

El modelo de este estudio se ha creado a partir de dos modelos ya existentes:

- *Arm26.osim*: es un modelo del miembro superior derecho el cual posee dos grados de libertad y 6 músculos. Este modelo proporciona movimientos para la articulación del

hombro y para la articulación del codo. Para el hombro: flexión – extensión, rotación externa e interna, aducción y abducción; Para el codo: flexión – extensión⁵.

- *Wrist.osim*: es un modelo que simula principalmente la muñeca derecha, posee 10 grados de libertad y 23 músculos. Este modelo proporciona los movimientos de pronación y supinación⁶.

Ambos modelos son libres y presentados como ejemplo por el software Opensim. Los archivos XLM y OSIM de estos modelos fueron usados para generar el modelo de estudio.

La cinemática de los modelos de Opensim sigue un esquema en forma de árbol en el que los huesos se relacionan entre sí como “parent – child (padre – hijo)”. Esto quiere decir que cada cuerpo que sea “child” se moverá relativamente al cuerpo “parent”. El suelo (ground) será definido como la referencia global a partir del cual se definirán el resto de cuerpos⁷. Para entender mejor esto, se adjunta a continuación la figura 1, que muestra cual es la jerarquía del modelo desarrollado.

Segmento	Geometría asociada
Tronco	Columna completa, mandíbula, cráneo, espina, torso (proporcionado por Opensim)
Pelvis	Pelvis (proporcionado por Opensim)
Brazo	Húmero (a partir de TAC)
Antebrazo	Cúbito, radio (a partir de TAC)
Mano	Mano derecha (proporcionado por Opensim)
Muslo	Fémur derecho e izquierdo (proporcionado por Opensim)
Pierna	Tibia derecha e izquierda, fibula derecha e izquierda (proporcionado por Opensim)
Pie	Pie derecho e izquierdo (proporcionado por Opensim)

Tabla 1. Segmentos y geometrías para la formación del modelo biomecánico.

La figura 1, explica la relación parent child llevada a cabo para la generación del modelo. Allí puede observarse el ground y sus componentes en color gris, el parent y sus componentes en color verde y el child y sus componentes en color azul. Según lo explicado anteriormente el húmero que es el padre del cúbito - radio - mano hará que estos componentes se muevan en relación a él, además el cúbito es padre del radio este último componente se moverá entonces en relación al cúbito, por último, el radio es el padre de la mano la cual se moverá en relación al radio. Los componentes referentes al ground son la referencia global.

En esta instancia se hace necesario explicar a grosso modo los componentes del archivo OSIM del modelo desarrollado. Cabe aclarar que un modelo de Opensim representa la dinámica de un sistema de cuerpo rígidos y articulaciones que son actuados por fuerzas para producir movimiento, el archivo del modelo Opensim está elaborado por componentes que corresponden a partes del sistema físico, estas partes son: cuerpos, articulaciones, fuerzas, marcadores, geometría de contacto y controladores⁸. Todos los parámetros y los diferentes objetos STL se añaden al modelo a través de un archivo .OSIM, este archivo contiene el código en formato XML del que Opensim extrae toda la información del modelo.

Los modelos de OpenSim poseen diversas herramientas que incluyen la cinemática inversa, la cual da explicación de las coordenadas internas de las posiciones de los marcadores espaciales correspondientes a los puntos de referencia conocidos en los segmentos rígidos, se usa para calcular los ángulos de las articulaciones. La dinámica inversa que ayuda a determinar el conjunto de fuerzas generalizadas, necesarias para hacer coincidir las aceleraciones estimadas. La optimización estática para descomponer fuerzas generalizadas netas entre actuadores y la dinámica de avance para generar trayectorias de estados mediante la integración de las ecuaciones dinámicas del sistema en respuesta a controles de entrada y fuerzas externas. La plataforma proporciona además herramientas especializadas que ayudan a generar simulaciones específicas de cada paciente analizado, estas incluyen el escalado del modelo genérico con el fin de hacer coincidirlo con las mediciones específicas de otro sujeto⁹.

Los primeros componentes del código XML del modelo desarrollado son los cuerpos (body), primero se escriben los cuerpos que hacen referencia al ground, seguidos de los cuerpos referentes al parent y child. En la sección <body set> se definen todos los grupos de cuerpos con todas las propiedades y objetos visibles.

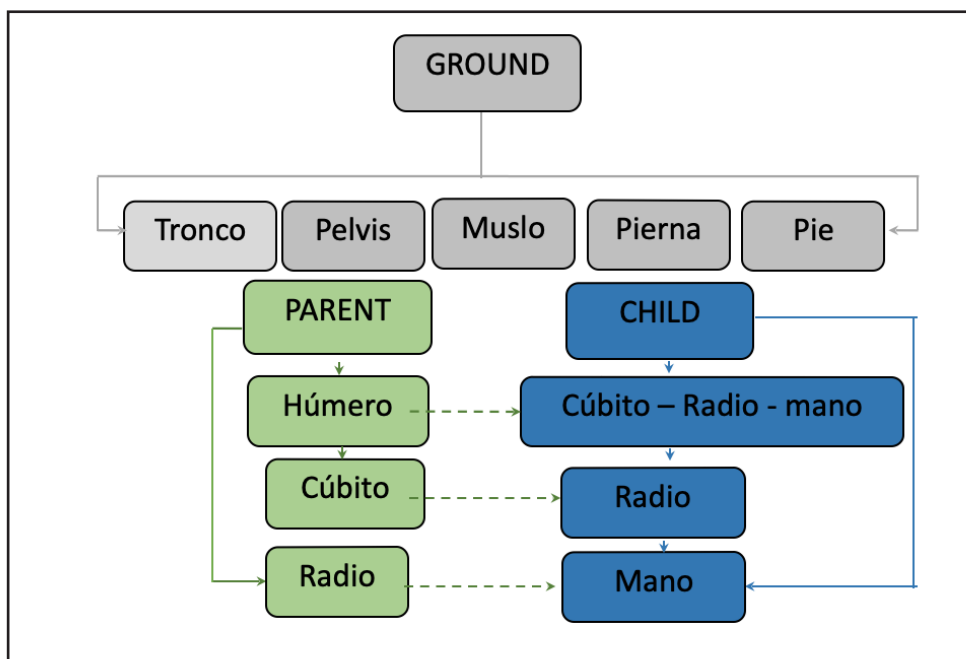


Figura 1. Relación parent – child del modelo biomecánico desarrollado.

Otros componentes importantes del código son los `visibleObject` y `displayGeometry`. La propiedad `VisibleObject` de un cuerpo permite especificar y colocar los archivos de geometría asociados con un cuerpo. Para el `displayGeometry` se pueden usar archivos `.vtp`, `.stl` u `.obj` para visualizar la geometría.

No se puede dejar de mencionar los denominados `Wrapping` dentro del modelo, estos se pueden definir como esferas, elipsoides, cilindros y toroides, su objetivo es hacer que las líneas de acción muscular no se vean interrumpidas por cuerpos rígidos (huesos), estos

`wraps` hacen que los actuadores musculares se envuelvan y conserven su línea de acción.

Con todos los componentes del archivo XML en su sitio se procede a agregar al modelo los músculos que serán objeto de estudio y servirán para hallar las fuerzas musculares. Los movimientos explorados fueron: la flexión - extensión del hombro y del codo, la aducción y abducción del hombro, la rotación interna y externa del hombro y la pronación y supinación del antebrazo. Los músculos de estos movimientos se detallan en las tablas 2, 3 y 4 descritas a continuación.

MÚSCULO	ORIGEN	INSERCIÓN	ACCIÓN
Bicep Brachii Largo	Escapula	Tuberosidad bicipital del radio	Flexión del codo y hombro, supinación del antebrazo.
Bícep Brachii Corto	Apófisis coracoides		
Brachioradialis	Húmero	Radio	Flexión del codo

Tabla 2. Flexores del codo ¹⁰.

MÚSCULO	ORIGEN	INSERCIÓN	ACCIÓN
Triceps Brachii Long	Tubérculo infraglenoideo de la escápula	Cúbito (parte del olécranon de la fascia del cúbito del antebrazo)	Extensión del codo
Triceps Brachii Lateral	Superficie posterior del húmero superior a la ranura radial		
Triceps Brachii Medial	Superficie posterior del húmero inferior a la ranura radial		

Tabla 3. Extensores del codo ¹⁰.

MÚSCULO	ORIGEN	INSERCIÓN	ACCIÓN
Pronator Teres	Epicóndilo medial del húmero, coronoide del cúbito	Superficie lateral y media del radio	Pronación
Pronator Quadratus	Parte anterior distal del cúbito	Superficie distal y anterior del radio	
Supinator Muscle	Epicóndilo lateral del húmero y cresta cerca de la muesca radial del cúbito	Superficie lateral de un tercio proximal de radio	Supinación

Tabla 4. Pronadores y supinadores ¹⁰.

Cada uno de los músculos se compone de puntos que han sido ubicados siguiendo la línea de acción, desde su origen hasta su punto de inserción, como se muestra en la figura 2, para esto fue necesario la obtención de ejes de coordenadas x, y, z para cada uno de los puntos, estos valores de los ejes se ingresaron al código XML en la parte donde se hace referencia a los músculos, en el caso de este modelo es `</Thelen2003Muscle>`.

Cabe aclarar que Opensim simula el tendón y el músculo como una sola línea de acción, esta representación garantiza el funcionamiento en conjunto.

Para evitar que algunos músculos se desplacen durante el movimiento hacia el interior de los huesos, fue necesario ubicar geometrías envolventes, que demarcan los lugares por los cuales el músculo puede desplazarse. Estas geometrías aseguran que las líneas de acción fisiológica se comporten de manera adecuada, se pueden definir diferentes tipos de geometrías (esferas, elipsoides, cilindros y toroides), los parámetros y formas se deben definir dentro de un cuerpo rígido. Cada una de estas geometrías se irá transformando según el movimiento del cuerpo al que este adjunto, para cada modelo se debe definir los músculos que esta geometría envolverá. Para el modelo desarrollado se agregaron cilindros y elipsoides.

Finalmente, para lograr hallar la fuerza de los músculos en un grupo de personas con diferentes antropometrías se decidió escalar el modelo original. El objetivo de escalar un modelo genérico músculo esquelético es modificar la antropometría o dimensiones físicas del modelo genérico para que coincida con la antropometría de un sujeto en particular. El escalado es uno de los pasos más importantes para resolver los problemas de cinemática y dinámica inversa. En Opensim, este paso ayuda a ajustar tanto las propiedades de masa como las dimensiones de los segmentos corporales. El escalado se puede hacer a partir de dos métodos:

1. *Escalado basado en medición por marcadores*: este tipo de escalado determina los factores de escala para un segmento del cuerpo, se comparan entonces las distancias que existen entre marcadores experimentales y marcadores virtuales, se hace necesario realizar análisis de movimientos.

2. *Escalado manual*: este tipo de escalado permite al usuario escalar un segmento basado en un factor de escala predeterminado. A veces es necesario el escalado manual cuando no se cuenta con datos de marcadores o si los factores de escala se determinaron utilizando un algoritmo alternativo¹¹.

Para la primera opción se eligió a 5 personas entre hombres y mujeres que presentaran

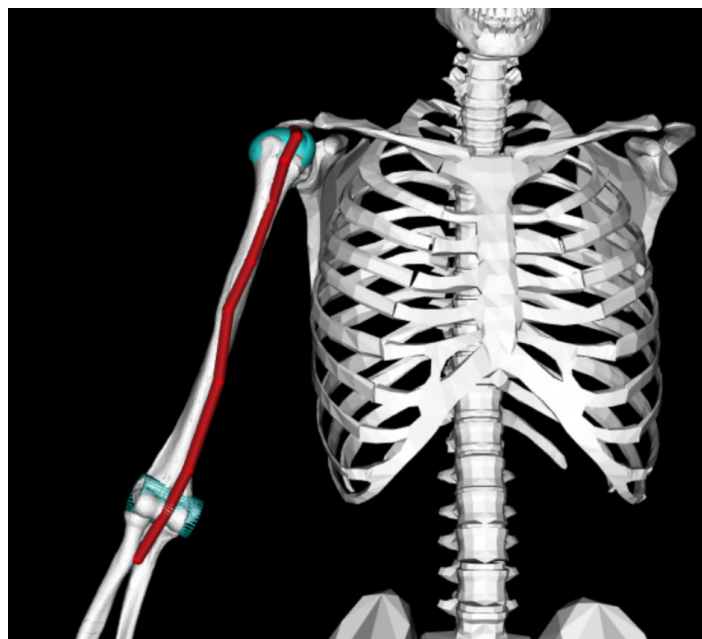


Figura 2. Puntos que componen un músculo.

diferentes medidas antropométricas, a estas personas se les realizó un análisis de movimiento en un laboratorio de marcha, de este análisis se obtuvieron los archivos de las trayectorias de los movimientos propuestos (flexión – extensión y pronación – supinación) con estos datos se construyeron unos archivos XML propios para cada trayectoria, estos archivos luego fueron abiertos en la plataforma OpenSim, logrando así escalar el modelo original.

Para la segunda opción se eligió a 30 personas a las cuales se les tomó algunas medidas de los huesos de interés (radio, cubito y húmero). Para el húmero se tomó la distancia entre el tubérculo mayor y el epicóndilo lateral, para el cubito la distancia entre el olecranon y la apófisis estiloides del cubito y para el radio la distancia entre la cabeza radial y la apófisis estiloides del radio, también fue necesario tomar estas mismas medidas en los huesos segmentados de los TAC anteriormente mencionados, con ello se halló un factor de escalado para cada uno de los pacientes que sirvió para realizar un escalado manual del modelo genérico a cada uno de los sujetos por medio de la opción de escalado manual de OpenSim.

Resultados y discusión

Se desarrolló un modelo cinemático y dinámico de miembro superior en la plataforma de libre acceso OpenSim versión 3.3. Se trata de un modelo articulado en hombro, codo y muñeca. El modelo posee 9 músculos representativos de los movimientos de flexión – extensión, pronación – supinación, aducción – abducción y rotación interna – externa para cada una de las articulaciones del hombro y codo. En la figura 3, se muestra el modelo obtenido.

El miembro superior es la parte funcional de este estudio. El resto del esqueleto ha sido obtenido de modelos ya desarrollados y que se encuentran en la plataforma Opensim, estos modelos han sido objeto de estudio en otras investigaciones, cabe aclarar que en esta investigación solo juegan un papel espacial y visual y por consiguiente no presentan ningún movimiento.

El modelo se escaló basándose en dos métodos de escalado. Para el primer método (escalado basado en mediciones por marcadores) fue necesario realizar un análisis de movimiento, en este caso se eligieron cinco perso-

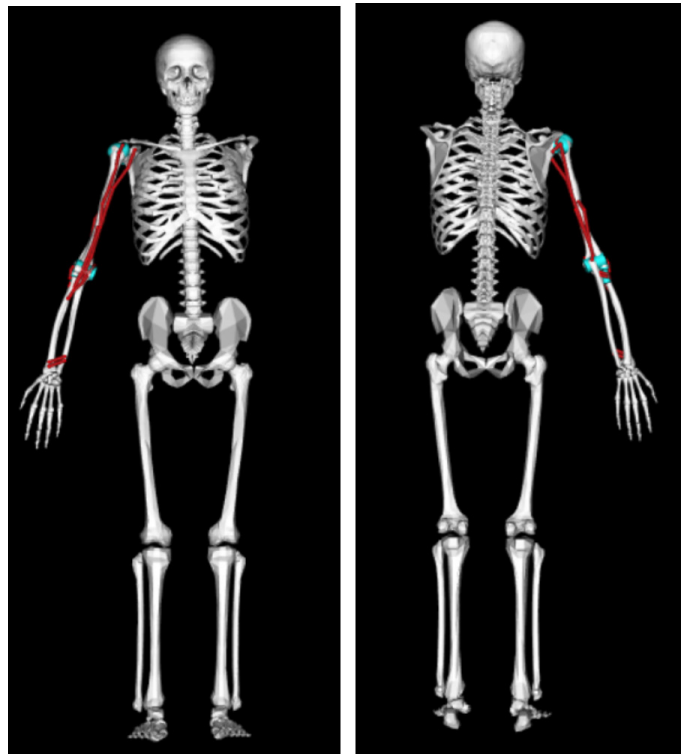


Figura 3. Modelo biomecánico completo, vista frontal y posterior.

nas que sirvieron para escalar el modelo, para cada una de las personas fue necesario obtener dos algoritmos de escalado, el primer algoritmo ayuda a posicionar los marcadores de análisis de movimiento del miembro superior en el modelo, el segundo algoritmo y con la ayuda de la herramienta Scale Tool de OpenSim permite escalar el modelo a diferentes medidas (figura 4), esta última figura muestra a los cinco pacientes escalados a partir del modelo original.

Se ejecutaron de forma separada los diferentes movimientos (flexión – extensión y pronación – supinación), obteniendo así sendas trayectorias, al igual que para el escalado

se hizo necesario obtener un algoritmo para cada uno de los movimientos propuestos.

Para el segundo método, escalado manual, se usó el factor de escalado para cada sujeto (tabla 5). Para esto se usa la herramienta de escalado manual del software OpenSim. La figura 5 muestra el escalado manual de tres sujetos. Se indica con O al sujeto original y con E al sujeto escalado.

Por medio de la herramienta Plot de OpenSim se graficaron y exportaron las fuerzas totales, en las cuales OpenSim usa para su graficación una coordenada generalizada y el modelo alcanza el equilibrio. La fuerza total

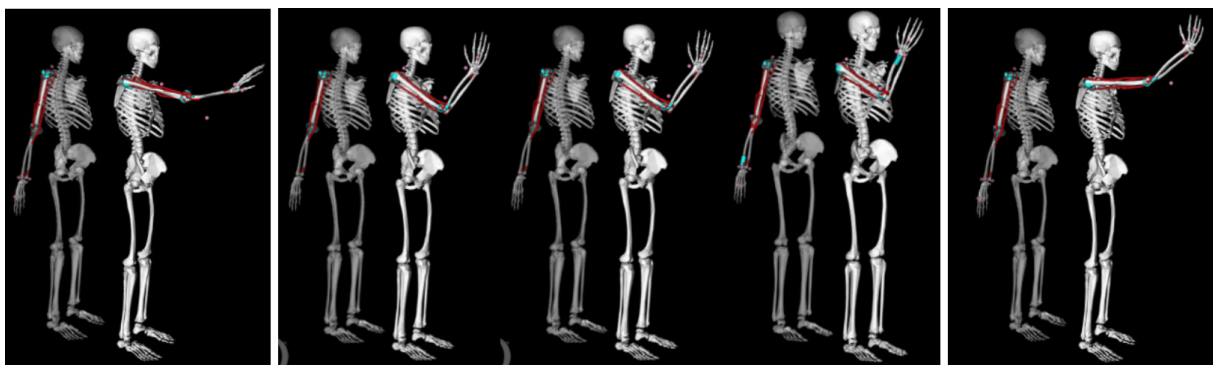


Figura 4. Cinco pacientes escalados usando la medición por marcadores.

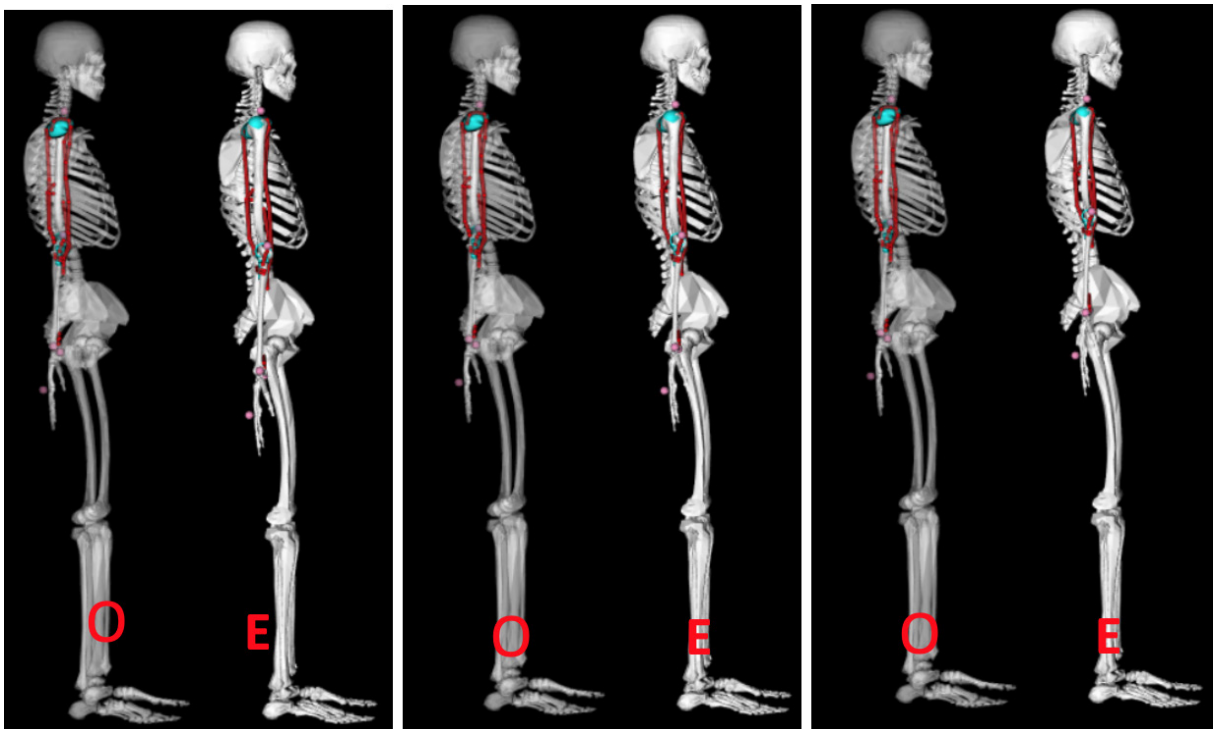


Figura 5. Escalado manual de sujetos (O) original (E) escalado.

fue hallada para cada uno de los diferentes músculos participantes en la flexión – extensión y pronación – supinación. Dichas fuerzas se obtienen para diferentes instantes (ángulos) dentro del rango total de movimiento permitido descrito dentro de la consola OpenSim, así entonces se comparan las fuerzas obtenidas en

pacientes estáticos (basados en escalado manual) como en pacientes con movimiento (basados en medición con marcadores).

Para los movimientos de estudio se obtuvieron las fuerzas resultantes de todos los músculos, bien se espera que ciertos músculos no participen notoriamente de ciertos movimientos.




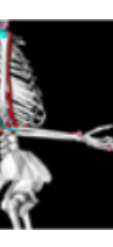

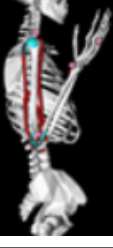
	Sexo	Longitud Húmero (cm)	Factor de escalado H	Longitud Cubito (cm)	Factor de escalado C	Longitud Radio (cm)	Factor de escalado R	Estatura
Sujeto 1	M	34	1,097	29	1,115	28	1,120	1,82
Sujeto 2	F	29	0,935	23	0,885	22	0,880	1,56
Sujeto 3	F	33	1,065	26	1,000	25	1,000	1,68
Sujeto 4	F	29	0,935	24	0,923	24	0,960	1,59
Sujeto 5	F	30	0,968	23	0,885	24	0,960	1,55
Sujeto 6	F	33	1,065	24	0,923	23	0,920	1,60
Sujeto 7	M	35	1,129	28	1,077	27	1,080	1,76
Sujeto 8	M	36	1,161	26	1,000	27	1,080	1,74
Sujeto 9	M	30	0,968	26	1,000	25	1,000	1,67
Sujeto 10	M	35	1,129	27	1,038	26	1,040	1,74
Sujeto 11	F	33	1,065	25	0,962	25	1,000	1,70
Sujeto 12	F	29,5	0,952	23,5	0,904	22	0,880	1,56
Sujeto 13	M	32,5	1,048	25,5	0,981	26	1,040	1,72
Sujeto 14	M	33	1,065	28	1,077	26	1,040	1,79
Sujeto 15	M	32	1,032	29	1,115	27	1,080	1,78
Sujeto 16	M	33	1,065	27	1,038	26	1,040	1,80
Sujeto 17	F	32	1,032	24	0,923	22	0,880	1,60
Sujeto 18	F	31	1,000	23	0,885	21	0,840	1,54
Sujeto 19	M	34	1,097	28	1,077	26	1,040	1,77
Sujeto 20	M	34	1,097	27	1,038	25	1,000	1,78
Sujeto 21	F	29	0,935	26	1,000	25	1,000	1,61
Sujeto 22	M	32	1,032	26	1,000	24	0,960	1,68
Sujeto 23	M	33	1,065	27	1,038	25	1,000	1,69
Sujeto 24	F	28	0,903	22	0,846	23	0,920	1,57
Sujeto 25	F	28	0,903	25	0,962	23	0,920	1,58
Sujeto 26	M	33	1,065	27	1,038	26	1,040	1,80
Sujeto 27	M	31	1,000	25	0,962	23	0,920	1,75
Sujeto 28	F	30	0,968	23	0,885	22	0,880	1,54
Sujeto 29	F	32	1,032	24	0,923	23	0,920	1,55
Sujeto 30	F	31	1,000	23	0,885	21	0,840	1,59

Tabla 5. Factores de escalado para húmero, cubito y radio.

A continuación, la tabla 6 muestra el promedio, valor máximo y mínimo de cada uno de los músculos analizados en los 35 pacientes a diferentes ángulos, los valores de fuerza se dan en newton (N) y los ángulos en grados (°).

Para el movimiento de flexión se observa que el músculo que mayor fuerza en promedio

realiza es el Brachialis (BRA) y el que menor fuerza en promedio realiza es el Bícep Brachii Corto (BICshort). Se puede además observar que mientras el miembro es flexionado todos los músculos flexores disminuyen en promedio la fuerza que realiza, esto puede ver detallado en la tabla 6.

	ANGULO 0.0										
	FLEXIÓN - EXTENSIÓN										
	Muscles	BIClong	BICshort	BRA	TRIlong	TRIlat	TRImed	PROT	PROQ1	PROQ2	SUPI1
	Minimum	466.65	415.48	985.81	761.89	320.51	298.96	360.83	208.24	207.65	0.10
	Maximum	476.36	436.54	987.74	1020.98	331.50	310.60	376.96	213.85	214.17	1.00
Average	469.15	424.95	986.08	795.50	325.59	304.34	371.05	209.06	208.79	0.55	
	ANGULO 21.2										
	FLEXIÓN - EXTENSIÓN										
	Muscles	BIClong	BICshort	BRA	TRIlong	TRIlat	TRImed	PROT	PROQ1	PROQ2	SUPI1
	Minimum	469.93	415.56	975.03	766.91	360.59	338.21	341.61	208.24	207.65	0.10
	Maximum	475.36	435.54	982.77	475.90	387.01	365.16	371.84	213.85	214.17	21.21
Average	472.39	428.27	976.25	806.30	373.40	351.25	357.10	209.06	208.79	7.24	
	ANGULO 40.9										
	FLEXIÓN - EXTENSIÓN										
	Muscles	BIClong	BICshort	BRA	TRIlong	TRIlat	TRImed	PROT	PROQ1	PROQ2	SUPI1
	Minimum	471.78	415.72	954.30	761.53	404.57	381.91	315.09	208.24	207.65	0.10
	Maximum	476.40	434.01	967.42	803.13	440.24	418.54	357.76	213.85	214.17	39.39
Average	474.93	431.80	956.33	832.95	422.29	400.05	334.57	209.06	208.79	13.27	
	ANGULO 80.3										
	FLEXIÓN - EXTENSIÓN										
	Muscles	BIClong	BICshort	BRA	TRIlong	TRIlat	TRImed	PROT	PROQ1	PROQ2	SUPI1
	Minimum	453.97	415.09	834.56	772.22	484.32	462.98	254.76	208.24	207.65	0.10
	Maximum	476.79	436.42	855.66	2446.15	526.53	507.78	312.02	213.85	214.17	80.30
Average	474.35	434.57	847.83	950.56	505.61	485.48	277.43	209.06	208.79	26.83	
	ANGULO 101.5										
	FLEXIÓN - EXTENSIÓN										
	Muscles	BIClong	BICshort	BRA	TRIlong	TRIlat	TRImed	PROT	PROQ1	PROQ2	SUPI1
	Minimum	433.56	394.80	717.22	797.09	520.43	500.71	219.62	208.24	207.65	0.10
	Maximum	475.41	436.65	761.67	2965.73	559.31	542.99	279.71	213.85	214.17	101.52
Average	468.76	431.31	741.66	1043.90	540.36	522.26	241.96	209.06	208.79	33.86	
	ANGULO 150.0										
	FLEXIÓN - EXTENSIÓN										
	Muscles	BIClong	BICshort	BRA	TRIlong	TRIlat	TRImed	PROT	PROQ1	PROQ2	SUPI1
	Minimum	369.75	335.32	449.86	942.47	581.08	566.62	148.06	208.24	207.65	0.10
	Maximum	460.56	436.64	544.00	4474.39	608.00	598.58	202.73	213.85	214.17	150.00
Average	441.60	413.99	495.85	1399.44	595.57	583.59	166.55	209.06	208.79	75.84	

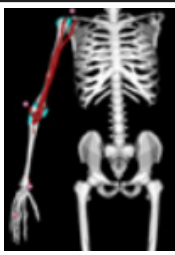

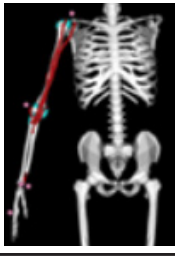
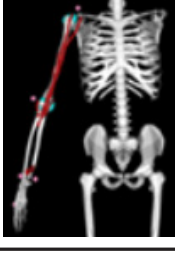

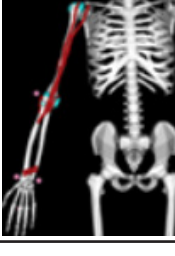
	ANGULO -120,0									
	PRONACIÓN - SUPINACIÓN									
	Muscles	PROQ1	PROQ2	PROT	SUPI1	BIClong	BICshort	TRIlong	TRIlat	TRImed
	Minimum	213.89	208.76	363.27	0.10	466.27	422.60	763.15	309.71	289.03
	Maximum	215.09	215.13	369.55	1.00	476.78	434.04	820.07	344.97	323.34
Average	212.58	212.59	368.64	-164.56	467.72	423.39	782.15	325.99	304.74	
	ANGULO -103,0									
	PRONACIÓN - SUPINACIÓN									
	Muscles	PROQ1	PROQ2	PROT	SUPI1	BIClong	BICshort	TRIlong	TRIlat	TRImed
	Minimum	213.63	213.41	358.65	0.10	467.02	423.19	763.15	309.71	289.03
	Maximum	215.13	215.12	366.31	14.00	476.78	434.46	820.07	344.97	323.34
Average	214.87	214.37	364.94	-41.14	468.39	424.01	782.15	325.99	304.74	
	ANGULO -87,2									
	PRONACIÓN - SUPINACIÓN									
	Muscles	PROQ1	PROQ2	PROT	SUPI1	BIClong	BICshort	TRIlong	TRIlat	TRImed
	Minimum	212.76	213.53	355.26	0.10	467.66	423.73	763.15	309.71	289.03
	Maximum	215.07	215.12	363.88	28.00	476.68	434.88	820.07	344.97	323.34
Average	214.51	214.86	362.16	-27.53	468.96	424.59	782.15	325.99	304.74	
	ANGULO -55,7									
	PRONACIÓN - SUPINACIÓN									
	Muscles	PROQ1	PROQ2	PROT	SUPI1	BIClong	BICshort	TRIlong	TRIlat	TRImed
	Minimum	210.77	353.74	353.74	0.10	468.60	424.62	763.15	309.71	289.03
	Maximum	212.49	362.78	362.78	53.00	476.68	435.65	820.07	344.97	323.34
Average	211.95	360.89	360.89	-3.23	469.77	425.57	782.15	325.99	304.74	
	ANGULO -40,0									
	PRONACIÓN - SUPINACIÓN									
	Muscles	PROQ1	PROQ2	PROT	SUPI1	BIClong	BICshort	TRIlong	TRIlat	TRImed
	Minimum	209.89	355.96	355.96	0.10	468.83	424.89	763.15	309.71	289.03
	Maximum	120.86	364.39	364.39	65.00	476.77	435.92	820.07	344.97	323.34
Average	210.51	362.74	362.74	8.44	469.93	425.87	782.15	325.99	304.74	
	ANGULO -0,00									
	PRONACIÓN - SUPINACIÓN									
	Muscles	PROQ1	PROQ2	PROT	SUPI1	BIClong	BICshort	TRIlong	TRIlat	TRImed
	Minimum	208.24	208.23	366.39	0.10	468.64	424.93	763.15	309.71	289.03
	Maximum	208.89	208.90	371.81	99.00	476.79	436.21	820.07	344.97	323.34
Average	208.60	208.60	371.02	55.19	469.66	425.93	782.15	325.99	304.74	

Tabla 6. Valor promedio, máximo y mínimo de 35 pacientes para la fuerza total (N) a diferentes ángulos (°).

Para el movimiento de extensión el músculo que mayor fuerza en promedio realiza es el Triceps Brachii Long (TRIlong) y el que menor fuerza en promedio realiza es el Triceps Brachii Medial (TRImed), se observa además

que mientras el miembro está completamente flexionado la fuerza promedio de todos estos músculos extensores es mayor.

Los músculos pronadores y supinadores también participan en el movimiento de fle-

xión y extensión, en la tabla 9 puede observarse que los músculos Pronator Teres (PROT) y supinador (SUPI1) arrojan un valor de fuerza que varía a lo largo del movimiento, esto puede deberse a que estos músculos poseen sus puntos de origen o inserción cercanos a la articulación del codo, en promedio el músculo PROT realiza más fuerza que el SUPI1 y que el pico de máxima fuerza para ambos se encuentra cuando el miembro está completamente extendido. Para los otros dos músculos Pronator Quadratus 1 – 2 (PROQ1 – PROQ2), se observa que durante este movimiento la fuerza promedio obtenida es constante a lo largo del movimiento.

En los movimientos de pronación y supinación se observa que el músculo que mayor fuerza en promedio realiza es el Pronator Teres (PROT) cuando el miembro está en pronación completa y que el que menor fuerza en promedio realiza es el supinador (SUPI1) cuando el miembro está en supinación completa. Los músculos flexores y extensores también arrojan un valor de fuerza durante estos movimientos, se puede detallar que los músculos extensores presentan una fuerza constante durante todo el movimiento, mientras que los músculos flexores presentan fuerzas variables siendo el Bicep Brachii Largo (BICLong) el que mayor fuerza realiza cuando se está en supinación completa.

En la tabla 6 puede observarse además que todas las fuerzas musculares varían según el ángulo de movimiento al que se encuentren, esto puede deberse a las diferentes activaciones de los músculos en el rango de movimiento analizado, algunos músculos actuaran más que otros en diferentes instancias del proceso de movimiento.

Queda en evidencia como estas simulaciones permiten obtener de forma rápida información de un gran grupo de personas sin tener que analizar de manera detallada a cada sujeto por separado, además es un método viable para hallar datos de fuerza experimental que pueden ser muy cercanos a los datos reales, para temas de comparaciones de resul-

tados se hace necesario poder contar con el apoyo de investigaciones similares, sin embargo se evidenció la importancia de desarrollos de modelos biomecánicos.

Algunos artículos con los que pueden compararse el modelo obtenido fueron revisados, aunque no se encuentra un modelo de miembro superior exacto que prediga exactamente las fuerzas musculares, se encontraron dos referencias que pueden servir de comparación ^{12, 13}.

Una metodología similar a la usada en este estudio puede seguirse para medir la influencia de las placas de osteosíntesis en las fuerzas musculares. Esto permitiría eventualmente proponer diseños inteligentes y óptimos.

Conocer los datos de fuerza musculares es de gran utilidad en el diseño de implantes de osteosíntesis. Con estos métodos se podrá evaluar como los implantes afectan la capacidad muscular del paciente, notablemente, durante la fase de recuperación. Tener una base de la fuerza muscular a la cual estará sometida el implante dará una idea más detallada de los datos a los cuales estará sometido este durante la fase de consolidación de la fractura, esto puede ser usado también en análisis más detallados involucrando modelizaciones de implantes por elementos finitos. Una vez que las solicitaciones son conocidas, se puede proceder a un diseño óptimo e inteligente de implantes de osteosíntesis.

Los resultados obtenidos están sujetos a un grado de error que varía de acuerdo a los siguientes factores:

- La ubicación de los diferentes puntos que componen los músculos se hizo de manera aproximada, esto puede conllevar además a errores en los puntos de inserción e inicio de cada músculo.

- El análisis de movimiento realizados a varios de los sujetos analizados no se hizo siguiendo un mismo protocolo de movimiento entre sujetos, por tanto, los resultados de movimiento arrojan movimientos pequeños de otras articulaciones que no eran de especial interés.

Conclusiones

Este estudio permitió la obtención de un modelo cinemático y dinámico del miembro superior derecho, en una plataforma de libre de acceso (OpenSim Biomechanics). El modelo desarrollado consiste de nueve músculos representativos del movimiento del miembro superior. El modelo cuenta con la articulación del hombro donde se pueden estudiar los movimientos de flexión – extensión, aducción – abducción, y rotación interna – rotación externa. Además, cuenta con la articulación del codo la cual fue la más importante para esta investigación al estar relacionada directamente con la flexión – extensión, pronación – supinación.

Por último, el modelo cuenta con la articulación de la muñeca para la que se desarrollaron los movimientos de flexión – extensión, aducción – abducción. Esta última articulación fue de gran ayuda para el análisis de los modelos con movimiento, ya que, al realizar el análisis de movimiento, los sujetos analizados presentaban un patrón de movimiento de esta zona del cuerpo durante la flexión – extensión, pronación – supinación.

El modelo músculo esquelético demostró ser una herramienta apropiada para estudiar un grupo de personas con diferentes medidas corporales y puede ser extendido a grupos más grandes de población.

Por medio de diferentes análisis y haciendo uso de varios Scripts fue posible obtener la fuerza máxima de pacientes estáticos y pacientes con movimiento de los músculos representativos en los movimientos de flexión – extensión y pronación – supinación del codo. La obtención de las fuerzas es solo una de las múltiples aplicaciones del modelo propuesto, dadas las extensas capacidades de predicción es posible estudiar en un futuro otras articulaciones y movimientos y así hallar de manera similar rangos de fuerza muscular.

Bibliografía

1 **Pons SF.** Modelado de grandes sistemas distribuidos (sistemas fisiológicos) La sociedad del conocimiento: Modelar + Simular = Conocer. Departamento de tecnología informá-

tica y computación, Universidad de Alicante. 2007 ISBN 978-84-611-5225-4. p. 2.

- 2 **OpenSim Community.** OpenSim Documentation [Internet]. Available from: <http://simtk-confluence.stanford.edu:8080/display/OpenSim/OpenSim+Models>
- 3 **Bernal Ruiz JA.** La fuerza y el sistema muscular en la educación física y el deporte. S.L. Editorial Wanceulen, ISBN 84-9823-179-5. España 2006.
- 4 **Simpleware ScanIP documentation.** [Internet]. Available from: <https://www.simpleware.com/software/scanip/>
- 5 **OpenSim Community.** OpenSim Documentation [Internet]. Available from: <https://simtk.org/projects/arm26-model>
- 6 **OpenSim Community.** OpenSim Documentation [Internet]. Available from: <https://simtk.org/projects/wrist-model>
- 7 **López A.** Modelo biomecánico OpenSim de miembro específico. Tesis de pregrado, Escuela Técnica superior de Ingeniería de Sevilla. Diciembre 2013.
- 8 **OpenSim Community.** OpenSim Documentation [Internet]. Available from: <http://simtk-confluence.stanford.edu:8080/display/OpenSim/OpenSim+Models>
- 9 **Seth A, Sherman M, Reinbolt JA, Delp SL.** OpenSim: a musculoskeletal modeling and simulation framework for in silico investigations and exchange. Author manuscript; available in PMC 2015 Apr 15. 2011 [Internet] Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4397580/>
- 10 **Getbodysmart.com.** Get Body Smart [Internet]. Available from: <https://www.getbodysmart.com>
- 11 **OpenSim Comunity.** Tutorial 3: Scaling, Inverse kinematics, and Inverse Dynamics. Available from: <https://simtk-confluence.stanford.edu/display/OpenSim/Tutorial+3+-+Scaling%2C+Inverse+Kinematics%2C+and+Inverse+Dynamics>
- 12 **García Vidal, J.** Aportaciones al conocimiento electromiográfico y dinamométrico de la flexo - extensión de codo. Tesis Doctoral, Universidad de Murcia, abril 2013.
- 13 **Sánchez, A.** Consejo superior de deportes. Biomecánica de la fuerza muscular y su valoración. Análisis cinemático de la marcha, natación, gimnasia rítmica, bádminton y ejercicios de musculación. ISBN 8479490950, 9788479490959. Volumen 21 investigación de ciencias del deporte. Madrid 1999.