



UNIVERSIDADE DA CORUÑA

Escuela Politécnica Superior. Ferrol

**TRABAJO
FIN DE GRADO**



GRADO EN INGENIERÍA MECÁNICA

Título:

**ESTIMACIÓN DE FUERZAS MUSCULARES DURANTE EL
MOVIMIENTO DEL BRAZO HUMANO MEDIANTE OPTIMIZACIÓN
ESTÁTICO-FISIOLÓGICA**

Autor:

ALEJANDRO ZAR CASÁS

Tutores:

**FRANCISCO J. MOUZO MURUJOSA
URBANO LUGRÍS ARMESTO**

Fecha:

FEBRERO 2016

Índice

1. INTRODUCCIÓN	3
1.1. Antecedentes	3
1.2. Estado del Arte	4
1.3. Alcance y objetivos	10
2. PROYECTO PREVIO	13
2.1. Captura del movimiento	13
2.1.1. Sistema de medición	13
2.1.2. Colocación de los marcadores.....	14
2.2. Modelo dinámico	16
2.2.1. Movimiento estudiado	17
2.2.2. Modelo biomecánico.....	18
2.2.3. Parámetros del modelo.....	20
2.3. Modelo muscular	21
2.3.1. Componentes del músculo.....	22
2.3.2. Músculos implicados	23
3. OPTIMIZACIÓN ESTÁTICO-FISIOLÓGICA	27
3.1. Modelo muscular de Hill	27
3.2. Dinámica del actuador músculo-tendón.....	29
3.2.1. Dinámica de activación	29
3.2.2. Dinámica de contracción.....	30
3.2.3. Propiedades de músculos y tendones.....	34
3.3. Aplicación de la dinámica muscular a la optimización estática.....	39
3.4. Criterios de optimización	45
3.5. Parámetros para los cálculos	49
4. RESULTADOS Y COMPARACIÓN CON LOS PREVIOS	51
4.1. Relación entre fuerzas y excitación	51
4.2. Comparación de fuerzas y concordancia con EMG	52
4.2.1. Bíceps	52
4.2.2. Tríceps	54
4.2.3. Braquial y braquiorradial.....	57
5. CONCLUSIONES Y APLICACIONES FUTURAS	60
6. BIBLIOGRAFÍA	64
ANEXO.....	67

CAPÍTULO I

INTRODUCCIÓN

1. INTRODUCCIÓN

1.1. ANTECEDENTES

La calidad de vida de las personas es un objetivo buscado por todos. Aparecen nuevas tecnologías que facilitan el día a día y permiten realizar acciones que antes eran impensables o demasiado complejas.

El ámbito de la biomecánica permite que médicos e ingenieros trabajen conjuntamente para poder ofrecer un adecuado tratamiento de lesiones y otros cuidados, mediante el estudio del movimiento humano con la ayuda de sistemas multicuerpo que permitan obtener diferentes datos de interés, como los esfuerzos realizados por los músculos o anomalías en el movimiento de personas con lesiones, datos que permiten el desarrollo de órtesis activas que faciliten y ayuden a la persona a realizar movimientos limitados por sus posibles lesiones.

El presente proyecto pretende estimar los esfuerzos musculares realizados en el movimiento de flexión del brazo, como ya se ha hecho en un proyecto previo (del cual éste es su continuación), pero incorporando además la dinámica del conjunto músculo-tendón. Para ello será necesario recurrir al modelo musculoesquelético ya realizado mediante la captura de un movimiento como el que se desea estudiar y volver a aplicar la dinámica inversa (partiendo de un movimiento conocido, obtener las fuerzas que lo generan) pero teniendo en cuenta la dinámica interna de los músculos. Dichas fuerzas deberán ser realizadas por los músculos que intervienen durante todo el movimiento, para cuya obtención será necesario recurrir a diferentes técnicas de optimización.

Hasta ahora, se había centrado el proyecto en el reparto de fuerzas musculares, empleando diferentes criterios de optimización. Dichos criterios se basaban exclusivamente en el valor instantáneo de la fuerza, buscando minimizar el esfuerzo o la fatiga, pero además hay que tener en cuenta otras restricciones para hacer el modelo más realista.

Para que los resultados sean fisiológicamente posibles, es necesario tener en cuenta el hecho de que cada músculo se alarga o contrae de forma progresiva, y por tanto los resultados de fuerzas no pueden dar el máximo y al instante siguiente el mínimo en la realidad: estas son las limitaciones que hay que incluir en el modelo.

Este proyecto está integrado en un proyecto nacional consistente en el desarrollo de técnicas para la predicción del movimiento humano bajo ciertas condiciones, como por ejemplo durante el uso de órtesis activas.

Actualmente existen diferentes programas que tratan con casos similares, tales como OpenSim, SIMM, Anybody o Kwon3D. Sin embargo, la mayoría de estos programas están más enfocados al análisis de la marcha humana, centrándose en estudiar los miembros del tren inferior del cuerpo. El proyecto que se presenta a continuación permite disponer al Laboratorio de Ingeniería Mecánica de la Universidad de la Coruña de su propio modelo, sin necesidad de recurrir a programas comerciales que sigan otra metodología u otro soporte de programación que pueda dar lugar a incompatibilidades con el trabajo realizado hasta ahora.

A mayores, la oportunidad de aplicar el conocimiento de la mecánica a la mejora del cuidado de pacientes con lesiones en el brazo proporciona una remarcable satisfacción, cuando se considera que el objetivo básico es mejorar la vida diaria de las personas.

1.2. ESTADO DEL ARTE

Los estudios de la cinemática y la dinámica del movimiento humano se han utilizado en varios campos con diferentes objetivos. Se pueden destacar como las áreas más importantes la robótica, la animación por ordenador y la biomecánica. El objetivo de la robótica es conseguir técnicas que permitan reproducir el movimiento humano en robots con el mayor realismo posible. En el área de la animación por ordenador, el propósito suele ser simular de una

forma estética la manera de moverse de figuras humanas, aunque para este objetivo es necesario centrarse más en la cinemática que en la dinámica. Los intereses relacionados con la biomecánica son variados; obtener patrones del movimiento humano, estudiar desórdenes en movimientos de partes del cuerpo, evaluar el control neuronal sobre los músculos, desarrollar prótesis, ofrecer una base para mejorar en el deporte, etc.

El interés en comprender el movimiento animal se remonta a la civilización griega. Sin embargo, los análisis de la antigüedad se basaban simplemente en observaciones visuales. Aunque Aristóteles en *"Di Motu Animalium"* describe la acción de los músculos y el proceso locomotor, el primer método científico para el análisis biomecánico aparece en 1680 con el mismo nombre *"Di Motu Animalium"*, por Borelli (figura 1).

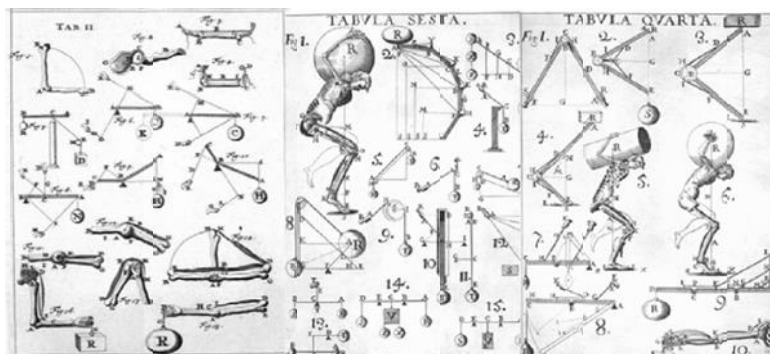


Figura 1. Ilustración de *"Di Motu Animalium"*, de Borelli (1680).

A partir de la invención de la fotografía, las técnicas y métodos utilizados en estos campos han evolucionado de un método gráfico manual y artístico hacia un campo de búsqueda altamente especializado donde se analiza la cinemática y la dinámica de mecanismos complejos (Haug, 1989; Huston, 1990; Jalón y Bayo, 1994; Nikravesh, 1988; Roberson y Schwertassek, 1988; Shabana, 1994). Los primeros análisis se realizaban a partir de secuencias de movimiento fotografiadas (figura 2(a)), y se ha ido evolucionando a sistemas de captura de movimiento más precisos y que permiten exportar una gran cantidad de datos para el análisis de todos los aspectos del movimiento. Los sistemas de captura

actuales incluyen vídeo convencional, cámaras infrarrojas (figura 2(b)) y hasta placas piezoeléctricas que permiten obtener las fuerzas que se producen en el contacto del pie con el suelo. Además, nuevas aplicaciones de sensores permiten obtener resultados más completos: electromiografía (EMG) para detectar la activación muscular, sensores inerciales para obtener aceleraciones y orientación de diversas partes del cuerpo, etc.

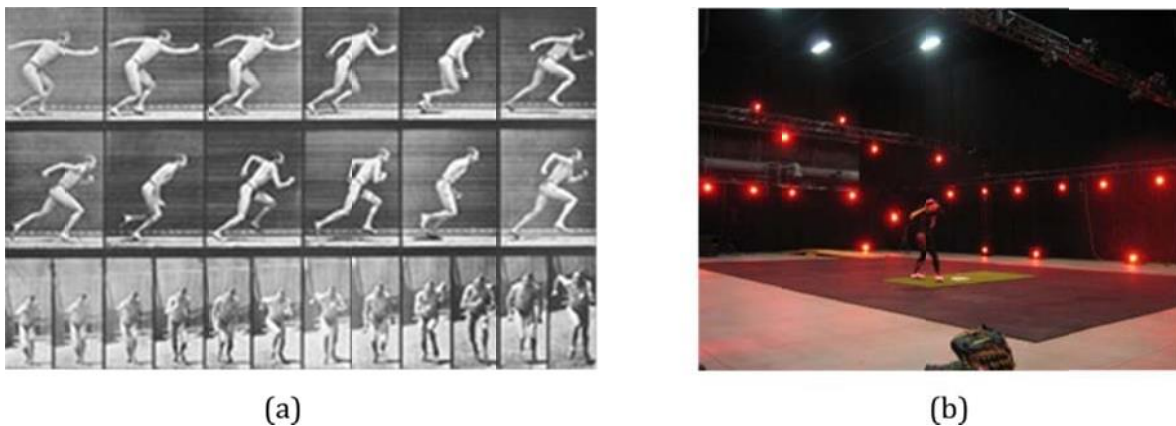


Figura 2. Evolución de los métodos de captura. (a) Secuencia fotográfica para analizar el movimiento humano (xsens.com). (b) Imagen de una sala de captura actual de cámaras infrarrojas (bestperformancegroup.com).

Por otro lado, el creciente desarrollo de los ordenadores, ha permitido que algunos métodos sofisticados para el análisis dinámico (Greenwood, 1965; Meirovitch, 1970), especialmente diseñados para analizar mecanismos específicos, hayan sido gradualmente sustituidos por códigos computacionales eficientes que, utilizando sistemas multicuerpo, permiten la formulación sistemática y resolución de las ecuaciones del movimiento de mecanismos genéricos con altos niveles de complejidad (Pereira y Ambrósio, 1995; Schiehlen, 1993). De esta forma, es posible obtener todos los parámetros que determinen el movimiento para proceder a su estudio y llegar a componer modelos musculares que faciliten la determinación de los esfuerzos que se producen durante el movimiento.

A partir de los datos capturados, es posible construir un modelo biomecánico que reproduzca la situación real. Dependiendo del uso previsto para el modelo, será necesario caracterizar el cuerpo humano de una u otra manera. El número de segmentos, el tipo de articulaciones, el número de músculos, etc, son decisiones que se deben tomar de acuerdo con el propósito del estudio en particular. Así, habrá diferentes simplificaciones en función de si se quiere analizar el contacto entre huesos en una articulación determinada (figura 3(a)) o si el objetivo del análisis es un movimiento más general (figura 3(b)).

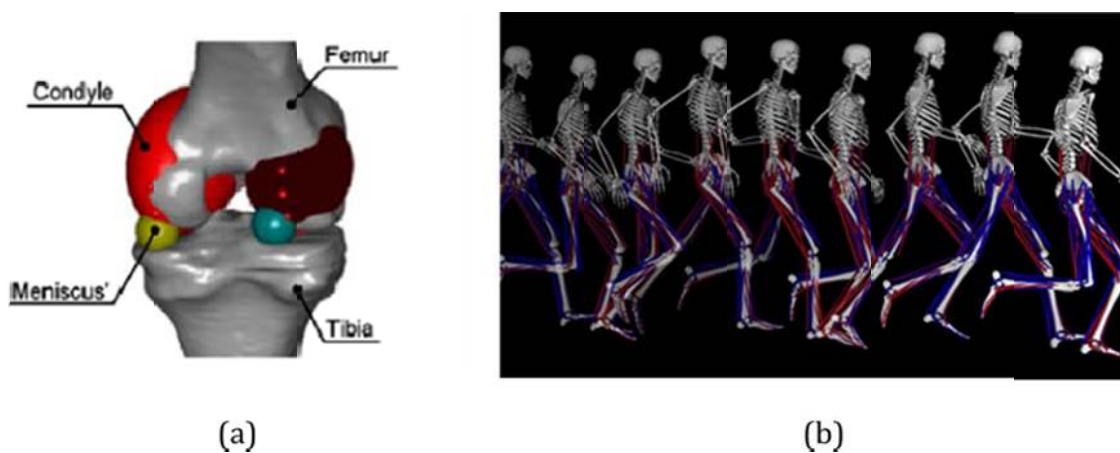


Figura 3. Diferentes modelos de análisis biomecánico del cuerpo humano. (a) Modelo articular de la rodilla (Ribeiro et al. 2012). (b) Modelo para analizar el movimiento general de las piernas (opensim.stanford.edu).

Para la realización del modelo, se recurre al empleo de sistemas multicuerpo. Los sistemas multicuerpo se pueden definir como sistemas de cuerpos independientes interconectados. Las conexiones entre los diferentes sistemas se modelan con juntas que restringen el movimiento relativo de los cuerpos o mediante elementos de transmisión de fuerzas, tales como amortiguadores y resortes. Dichas fuerzas pueden incluir fuerzas de contacto, de fricción y gravitacionales (García de Jalón y Bayo, 1994), las cuales intervienen en todos los procesos del movimiento humano.

El cuerpo humano consiste en un conjunto de huesos unidos mediante articulaciones, dando lugar al esqueleto, y un grupo de elementos blandos,

como los músculos y órganos. Si los huesos se consideran sólidos rígidos, es posible asumir que el cuerpo se divide en segmentos y que el movimiento entre huesos se puede describir mediante restricciones cinemáticas, como pares esféricos o de revolución por ejemplo. Asumiendo esto, los conceptos de la mecánica clásica hacen posible la estimación de las variables dinámicas (fuerzas) del movimiento.

Uno de los objetivos del análisis dinámico del movimiento humano es determinar las fuerzas y momentos que el sistema compuesto por los músculos y el esqueleto produce durante un movimiento determinado. Las técnicas de dinámica de sistemas multicuerpo pueden dar resultados cuantitativos para un movimiento tridimensional con técnicas que no impiden ni limitan el movimiento natural, obteniendo resultados realistas y que reflejan y reproducen el movimiento tal y como se realiza en las situaciones comunes de la vida.

Las ecuaciones del movimiento de los sistemas multicuerpo se expresan por un sistema de Ecuaciones Diferenciales Algebraicas (DAE). La solución de este tipo de ecuaciones y su integración en el tiempo introduce importantes errores numéricos, debido a que los sistemas complejos son inestables, por lo que encontrar la solución no es fácil (Jalón y Bayo, 1994). Es por esto que se requieren algoritmos numéricos específicos que refuercen la estabilidad de la solución (Petzold *et al*, 1998). Sin embargo, existe otro camino para alcanzar la solución de las ecuaciones del movimiento, que se basa en transformar el conjunto de DAEs en su equivalente conjunto de Ecuaciones Diferenciales Ordinarias (ODEs), para las cuales existen diversos métodos de integración (Gear, 1981; Marsden y West, 2001; West *et al*, 2000).

En cuanto a los métodos de la Mecánica empleados, dependerán del objetivo buscado. Así, las técnicas de dinámica multicuerpo y el modelo computacional del musculoesqueleto se pueden emplear en dos vías diferentes: dinámica inversa y dinámica directa (Ambrósio y Kecskeméthy, 2007).

Para poder determinar los esfuerzos que realizan los músculos y los pares que actúan sobre las articulaciones, existen ciertos métodos que requieren equipos

de medición de fuerzas y técnicas invasivas (Fujie *et al*, 1995; Nigg y Herzog, 1995). En términos prácticos, esto implica que el uso de dichas técnicas se restringe a un reducido número de aplicaciones, tales como investigación en laboratorios con voluntarios (Gloss *et al*, 1993), cadáveres (Singerman *et al*, 1995) o animales (Gloss *et al*, 1993; Prilutsky *et al*, 1997), o en casos clínicos (Lu *et al*, 1997), donde la introducción de los equipos de medición está estrictamente requerida. Pero en los métodos que emplean sistemas multicuerpo, se pueden obtener satisfactoriamente resultados cualitativos y cuantitativos del movimiento humano, sin necesidad de alterar o interferir el movimiento del sujeto. Para este propósito, es de aplicación la dinámica inversa.

La dinámica inversa se utiliza para calcular las fuerzas de reacción articulares y los pares que el sistema muscular produce durante el movimiento humano recurriendo a datos adquiridos mediante la captura del movimiento y las estimaciones de diversos parámetros de los segmentos del cuerpo, como la situación de las articulaciones y la longitud de los huesos, además de parámetros inerciales.

Una vez obtenidas las fuerzas y pares articulares, se podrán obtener las solicitaciones de los músculos que intervienen en el movimiento estudiado. El problema no es sencillo de resolver, ya que existen múltiples músculos que podrían realizar las fuerzas necesarias. Se trata de un problema redundante: el número de incógnitas, es decir, las fuerzas musculares, serán mayores que el número de ecuaciones, por lo que existirán infinitas soluciones posibles. Para solucionar el problema de redundancia, será necesario recurrir a métodos de optimización que intenten reproducir el criterio que el sistema nervioso central emplea. Así, se puede tratar de minimizar la fuerza realizada por cada músculo, minimizar la tensión que soporta cada músculo o buscar el gasto de energía mínimo durante el movimiento.

La dinámica directa permite obtener el movimiento a partir de fuerzas musculares conocidas (o pares sobre las articulaciones) a través de la integración de las ecuaciones del movimiento. Como evolución de la dinámica directa, es posible simular el movimiento que se produce si se aplican fuerzas

externas utilizando principios de control óptimo neuronal. Este análisis puede ser adecuado para investigar aspectos del funcionamiento muscular y el coste energético, para simular alteraciones del movimiento o predecir el movimiento combinado del músculoesqueleto y sistemas de ayuda, tales como órtesis. El crecimiento del interés por este aspecto de la biomecánica se ha dado en los últimos años para anticipar, por ejemplo, el resultado de una operación de cirugía y ayudar en el diseño de un plan de rehabilitación adecuado (Fregly *et al*, 2007; Kim *et al*, 2006; Monnier, 2006). Para este fin, los parámetros del movimiento se pueden considerar variables de diseño para el problema de optimización.

1.3. ALCANCE Y OBJETIVOS

Previamente se ha desarrollado un modelo dinámico que permite el estudio de la flexión del brazo en diferentes posiciones del mismo y bajo diferentes condiciones. Este modelo estima los esfuerzos musculares a los que se someten los músculos que intervienen en el movimiento. Se han realizado para ello análisis del movimiento del brazo bajo la sollicitación de un peso externo y el análisis bajo su propio peso.

En este modelo se han empleado métodos de dinámica multicuerpo en coordenadas mixtas (García de Jalón y Bayo, 1994) para describir la posición de las partes del cuerpo, también llamados segmentos anatómicos, que participan en el movimiento. Como resultado, el análisis proporciona información cuantitativa de los pares que provocan las fuerzas externas que intervienen, así como sus efectos en la estructura del esqueleto y en los músculos participantes.

Este es el método que se continuará utilizando en el presente proyecto para alcanzar nuestros objetivos. El problema que debemos solucionar, es que hasta ahora se ha realizado el estudio empleando criterios de optimización para el reparto de fuerzas entre los músculos que no tenían en cuenta la dinámica interna de los músculos.

El problema de esta simplificación es que no tiene en cuenta que un músculo no es capaz de contraerse o alargarse de forma instantánea. Es decir, hasta ahora, la optimización podía dar como resultado entre dos instantes de tiempo consecutivos fuerzas y/o pares del mismo músculo muy dispares, lo cual es imposible en la realidad, porque el músculo necesita un tiempo para contraerse o relajarse al máximo si están en la situación opuesta. Esta restricción es la que implementaremos en el código para obtener resultados más reales de la evolución de los músculos del brazo durante el movimiento de flexión.

CAPÍTULO II

PROYECTO PREVIO

2. PROYECTO PREVIO

Todo el desarrollo del presente trabajo es la continuación de un proyecto final de carrera previo. Por ello, es importante destacar lo más relevante de lo realizado en el anterior, para situarse en el desarrollo de este estudio.

Este trabajo trata de optimizar y hacer más realista el modelo conseguido hasta ahora, buscando un criterio fisiológico coherente e implementándolo en la modelización, de forma que se obtengan resultados más reales. A continuación, se comentan los puntos más reseñables.

2.1. CAPTURA DEL MOVIMIENTO

2.1.1. SISTEMA DE MEDICIÓN

Para la captura del movimiento se han empleado cámaras infrarrojas (figura 4). Este tipo de cámaras no recogen la luz visible, por lo que no se ve influenciada por la luz reflejada por otros focos de luz que no sean las fuentes necesarias para obtener la reflexión circular deseada de los marcadores. Así, las luces infrarrojas situadas rodeando el objetivo de la cámara, emiten pulsos de luz a una frecuencia de hasta 120 Hz, de modo que la luz se ve reflejada en los marcadores y se capta en la cámara.



Figura 4. Cámaras de infrarrojos (naturalpoint.com/optitrack).

Estas cámaras permiten capturar el movimiento en 3D. Para ello, se suelen emplear varias cámaras situadas de forma estratégica en el laboratorio. Las imágenes obtenidas por cada cámara muestran la trayectoria de los marcadores en 2D según su respectivo punto de vista. Para reconstruir las trayectorias en 3D, es necesario realizar una triangulación entre los puntos obtenidos por cada cámara.

La sala de captura empleada para capturar el movimiento de estudio consta de 12 cámaras infrarrojas, distribuidas por una estructura a una altura de 3 metros rodeando una superficie rectangular, de forma similar a la representada en la figura 5. De esta manera, se puede conseguir que ningún marcador esté oculto durante el movimiento, evitando así discontinuidades e imprecisiones que dificultarían el análisis.

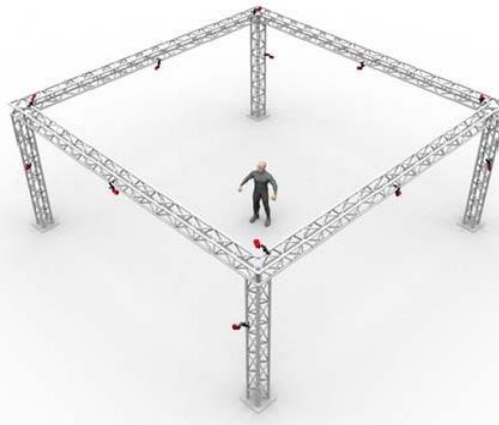


Figura 5. Disposición empleada para las 12 cámaras para captura de movimiento (naturalpoint.com/optitrack).

2.1.2. COLOCACIÓN DE LOS MARCADORES

Para definir un sólido en el espacio, se necesitan como mínimo tres puntos de los que partir. Un único punto permite conocer dónde se encuentra el sólido (suponiendo la dimensión conocida), pero no permite conocer ni cómo está dispuesto en el espacio ni su orientación. Un segundo punto sigue sin ser

suficiente, no aporta información completa de su orientación: el sólido podría tener cualquier orientación respecto al eje definido por los dos puntos empleados. Es por esto que se necesita un tercer punto (no alineado con los anteriores) que determine la orientación del sólido respecto al eje definido por los puntos anteriores.

De acuerdo con lo expuesto anteriormente, para conseguir obtener datos que permitan construir un modelo matemático del brazo que se corresponda con la realidad, ha sido necesario situar un total de nueve marcadores, de la forma que se muestra en la figura 6.

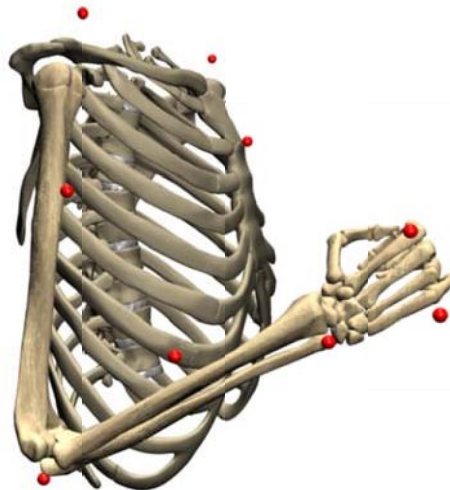


Figura 6. Disposición de los 9 marcadores empleados para definir el modelo.

Es importante asimismo, a la hora de decidir la posición de los marcadores, buscar puntos del cuerpo donde la estructura ósea sea fácilmente reconocible y no haya una gran cantidad de materia blanda entre la piel y el hueso, de tal forma que sea sencillo reconocer dichos puntos en el modelo visual una vez reconstruido y mejore la precisión al minimizar el error debido al movimiento relativo entre la piel y el hueso. Es por esto que se han colocado marcadores encima de la clavícula, en el esternón, en el codo, en la muñeca y en los

nudillos. El marcador del bíceps se ha colocado en la zona donde menor distancia existe entre la piel y el hueso durante el movimiento.

2.2. MODELO DINÁMICO

Para analizar el movimiento de flexión del codo, se necesita un modelo simplificado de las partes del cuerpo que se tratan de estudiar (figura 7). Los modelos biomecánicos son sistemas mecánicos que se asemejan a la estructura física del cuerpo humano y que son adecuados para estudiar la dinámica del movimiento.



Figura 7. Maqueta de los elementos que componen el brazo (medical-simulator.com).

Para el ámbito del proyecto, se ha definido un sistema mecánico como un conjunto de sólidos rígidos interconectados por pares cinemáticos (relaciones que limitan el movimiento de los sólidos entre sí) y que actúa bajo la aplicación de fuerzas externas.

Por último, para describir el sistema multicuerpo, hace falta un conjunto de coordenadas para definir la configuración del sistema, es decir, la posición y orientación del mismo en cada instante de tiempo. En este proyecto, la

configuración del sistema se realiza empleando coordenadas naturales y angulares (coordenadas mixtas) (García de Jalón y Bayo, 1994).

2.2.1. MOVIMIENTO ESTUDIADO

El movimiento a estudiar es el de flexión del codo, y se realiza para ello un modelo que permita estudiarlo en cualquier posición del brazo. No obstante, dependiendo de cómo se realice el movimiento, y de la posición relativa del brazo respecto al torso, se implicarán más unos músculos u otros y los resultados serán diferentes.

La figura 8 representa las tres fases en que se ha dividido el movimiento para facilitar su comprensión según el porcentaje de avance en el mismo.



Figura 8. Fases del movimiento estudiado.

La primera fase es la de subida o ascenso, y comprende el movimiento realizado desde la posición inicial hasta la flexión total del brazo. La fase de flexión máxima se corresponde con la etapa de mayor acercamiento de la muñeca al hombro. La última fase, o fase de bajada, es el desplazamiento desde la fase anterior hasta la posición de partida. El conjunto de las tres fases se denominará repetición.

2.2.2. MODELO BIOMECÁNICO

Tomando ciertas consideraciones, podría ser suficiente con representar los segmentos anatómicos del brazo, para lo que habría que suponer el hombro como un punto fijo en el espacio durante el movimiento. El principal inconveniente sería determinar su posición en el espacio, para lo que existen diversos métodos funcionales siempre y cuando se asuma el hombro como un par esférico, algo no del todo preciso que puede inducir errores.

El modelo de este proyecto incorporará, además del brazo, el torso. Asumiendo siempre que todos los elementos son sólidos rígidos, es posible obtener la situación del hombro a partir de la modelización del torso de una manera adecuada y precisa. De esta manera, se evitarán los problemas que presentan los métodos funcionales en esta articulación. No obstante, el torso no será necesario para el resto de la simulación. Es un elemento que no es relevante en la flexión del codo, por lo que no se incorporan variables debidas al torso que aumenten la dimensión del problema ya que no presentan relevancia sobre el resultado buscado.

Por lo tanto, el modelo consta de cuatro sólidos rígidos y tres articulaciones, tal y como se ve en la figura 9.

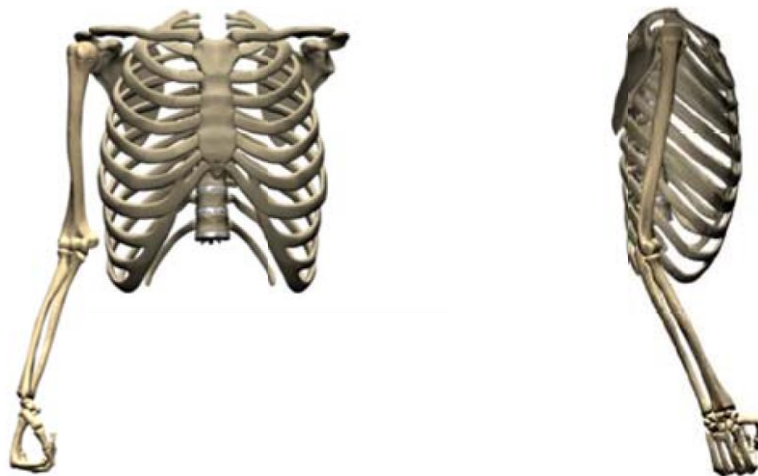


Figura 9. Modelo biomecánico elaborado en Blender.

Las articulaciones del modelo son de diferentes tipologías atendiendo a sus características. Se distinguen dos tipos básicos de elementos: par esférico y par de revolución, que se representan en la figura 10. De esta forma, el hombro y la muñeca se simulan como pares esféricos, ya que permiten giros en todas las direcciones del espacio (tres grados de libertad permitidos).

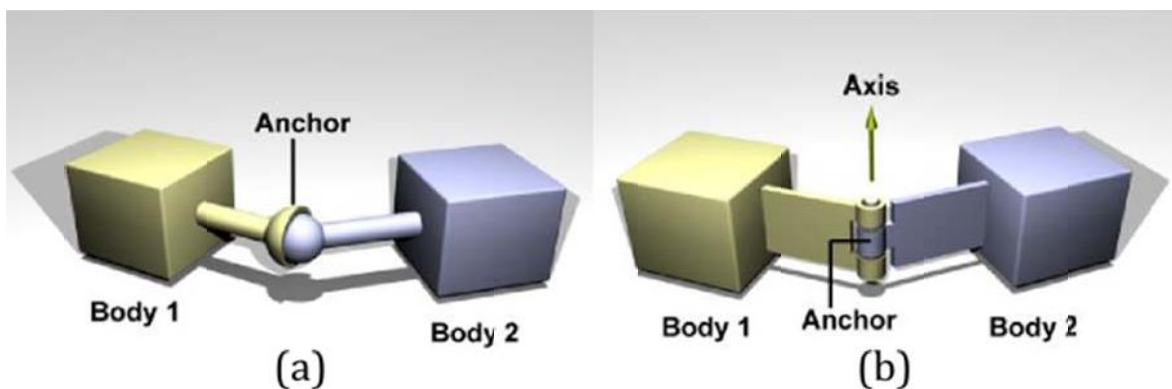


Figura 10. (a) Esquema de par esférico. (b) Esquema de par de revolución (Laplace.us.es).

Sin embargo, el movimiento que posibilita la articulación del codo es diferente: el codo realiza el movimiento de flexión en una única dirección (un único grado de libertad permitido). No obstante, las articulaciones del cuerpo humano no son perfectas, como las de una máquina, por lo que el codo presenta algunas holguras que pueden permitir pequeños movimientos en otras direcciones diferentes a la que teóricamente debe. Modelar el codo como un par esférico permitiría tener en consideración estas desviaciones, pero probando esta posibilidad, ocurría que el húmero rotaba sobre sí mismo, por lo que finalmente el codo se modela como par de revolución.

La información cinemática necesaria para reconstruir el movimiento se obtiene de las trayectorias de los marcadores situados sobre el cuerpo de la manera descrita en el apartado 2.1.2. La configuración de un segmento anatómico se define mediante la posición de uno de sus puntos y su orientación respecto al sistema de ejes absoluto, que está orientado tal y como se dijo en el apartado

2.1.2. Para todos los segmentos, el punto elegido será el de su articulación más próxima. Para registrar la orientación, se definirá un sistema de ejes locales para todos los segmentos. Para este modelo, se definen tanto unas coordenadas naturales como unas angulares para cada segmento anatómico, dotando así al modelo de una mejor definición y control del mismo en su movimiento.

El resultado final del modelo completo se muestra en la figura 11.

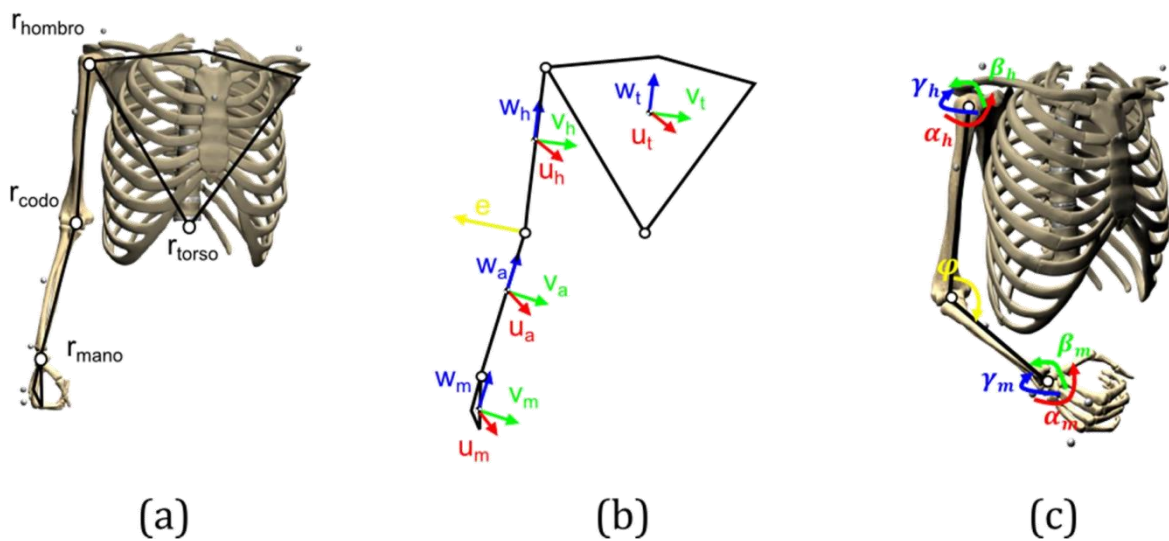


Figura 11. Modelo completo. (a) Puntos del modelo y articulaciones. (b) Ejes locales y de rotación de la articulación del codo. (c) Variables angulares.

2.2.3. PARÁMETROS DEL MODELO

Para estimar las posiciones de las articulaciones y los diferentes parámetros de los segmentos que componen el brazo, se necesitan ciertas medidas antropométricas. Hay que destacar que los parámetros antropométricos dependen del sujeto analizado, por lo que será necesario aplicar factores de escala que permitan extrapolar los datos del sujeto base al sujeto analizado. Los datos base tomados en cuenta en este proyecto se refieren al hombre del percentil 50 (Miguel Silva, 2003).

Llegados a este punto, toda la información necesaria para obtener los parámetros característicos de cada segmento de los que componen el brazo es conocida. Una vez aplicado el escalado a estos datos base, se obtienen los datos necesarios, que vienen recogidos en la tabla 1.

Tabla 1. Datos particulares de los elementos del modelo. La longitud y la posición del centro de masas son según la dirección del eje vertical de cada sólido, medido desde la articulación más cercana.

Descripción	Longitud L_i [m]	Posición CM d_i [m]	Masa m_i [kg]	Momentos de Inercia Principales		
				I_{xi} [$10^{-2}\text{kg}\cdot\text{m}^2$]	I_{yi} [$10^{-2}\text{kg}\cdot\text{m}^2$]	I_{zi} [$10^{-2}\text{kg}\cdot\text{m}^2$]
Brazo	0,316	0,162	2,13	1,83	1,66	0,304
Antebrazo	0,265	0,127	1,49	0,149	1,16	0,358
Mano	-	0,055	0,523	0,081	0,176	0,178

2.3. MODELO MUSCULAR

En sistemas biomecánicos complejos como el cuerpo humano, cada grado de libertad de una articulación se acciona por varios músculos y el esfuerzo total requerido se comparte entre los mismos. El problema fundamental es que hay muchos más músculos de los necesarios para realizar el movimiento en los grados de libertad de cada articulación, lo que implica que haya infinitos patrones de activación de músculos que dan el mismo par resultante. Este problema suele referirse como el problema de redundancia de la activación muscular (Damsgaard et al, 2006) o el problema de compartición de fuerzas (Dul et al, 1984). Estudios experimentales de medición directa de fuerzas (Herzog y Binding, 1993) o colecciones de Electromiografía (EMG) (Jacobs y Schenau, 1992) sugieren que el sistema nervioso central (CNS) sigue una estrategia específica de coordinación muscular para realizar una acción dada. Buscar la manera de reproducir dicha estrategia de activación es el principal problema de la determinación de los esfuerzos musculares.

La solución matemática más común y la que se emplea en este caso para resolver el problema de redundancia muscular es emplear un método de optimización. En función de si el problema dinámico es del tipo inverso o directo, será necesario emplear métodos de optimización diferentes. Por lo general, estos métodos minimizan o maximizan algunos criterios que intentan reflejar el mecanismo por el cual el CNS activa músculos para generar los momentos articulares requeridos (Challis, 1997). La función objetivo para una actividad dada no se conoce a priori, así que será necesario validar que la función escogida es la adecuada basándose en los resultados obtenidos (Crowninshield et al, 1978). Por lo general, en lo que respecta a los métodos referentes a la dinámica inversa (nuestro caso), se emplean métodos de optimización estática. En cada paso de tiempo, se optimiza el problema siguiendo el criterio de activación muscular que se ha supuesto para determinar las fuerzas musculares que generan el momento requerido entre los diferentes segmentos corporales. Esta técnica es muy adecuada desde el punto de vista computacional, por lo que es la más empleada y para la cual existen un mayor número de criterios desarrollados.

2.3.1. COMPONENTES DEL MÚSCULO

Los músculos son órganos hechos de tejido excitable, cuyas propiedades elásticas son responsables de la producción de movimiento y que están unidos a los huesos por tendones. Su estructura es compleja pero organizada, y se puede ver de manera esquemática en la figura 12. El músculo está formado por una capa exterior llamada epimisio compuesta de tejido elástico que conecta todos sus elementos internos. Bajo esta capa se encuentran los vasos sanguíneos y conjuntos de fibras musculares, llamados fascículos, separados entre sí por tejido fibroso hecho de colágeno, llamado perimisio.

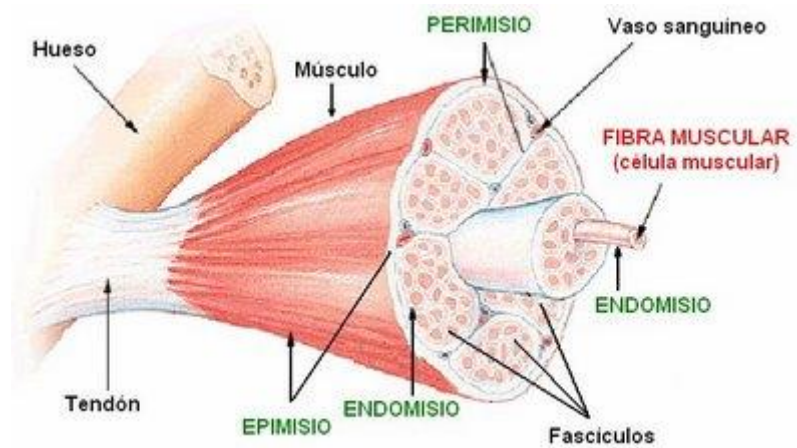


Figura 12. Estructura del tejido muscular (monografias.com).

Las fibras musculares son la esencia del músculo ya que son las responsables de que ocurra la contracción muscular. Las fibras musculares son células individuales delgadas y alargadas unidas las unas de las otras por un tejido conector conocido como endomisio, similar al perimisio pero más gelatinosos y fluido.

Durante el movimiento de contracción, se cree que los elementos que forman las fibras musculares mantienen sus dimensiones constantes, por lo que es el deslizamiento relativo entre ellas lo que permite que se acorten o alarguen los músculos. Por ejemplo, durante la contracción realizada para llevar a cabo el movimiento de flexión del brazo, las fibras del bíceps se desplazan las unas sobre las otras resultando en la contracción muscular. Es por esto que cambia la morfología del músculo haciéndose más ancho a costa de reducir su longitud.

2.3.2. MÚSCULOS IMPLICADOS

En el brazo existen diversos grupos musculares que actúan en el movimiento que se estudia en el presente proyecto. De ellos, los más importantes son el bíceps (BIC), tríceps (TRI), el braquial (BRA) y el braquiorradial (BRD). Estos músculos se pueden apreciar en la figura 13.

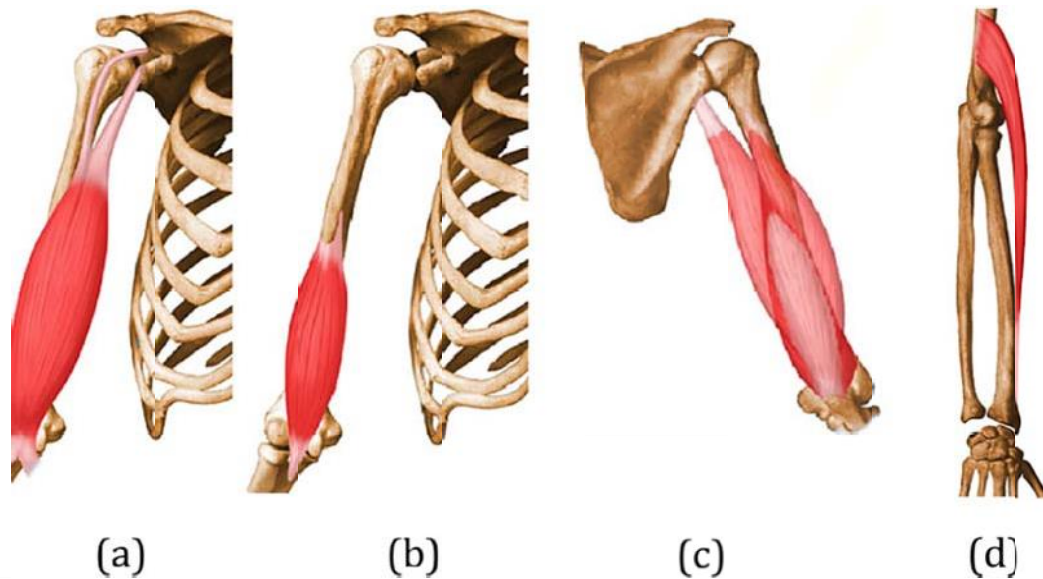


Figura 13. Músculos considerados en el modelo. (a) Grupo muscular del bíceps. (b) Músculo braquial. (c) Grupo muscular del tríceps. (d) Músculo braquiorradial (ugr.es).

El grupo del bíceps está formado por dos músculos diferentes, como su nombre indica, que son el bíceps corto (BICshort) y el bíceps largo (BIClong). Ambos enlazan un mismo punto en el antebrazo con dos puntos diferentes en el omóplato, pasando por posiciones diferentes a lo largo del húmero.

Algo similar ocurre con el tríceps, formado por tres músculos: tríceps largo (TRIlong), tríceps lateral (TRIlal) y tríceps medio (TRImed). Los tres parten del mismo punto en el antebrazo, por la parte posterior del codo. Dos de ellos, el tríceps medio y el tríceps lateral, llegan al mismo punto en el húmero, pero por diferentes caminos. El último, el tríceps largo, termina enlazándose en la escápula (u omóplato).

En función del sentido en el que se realice el movimiento del codo (flexión o extensión), se requerirá la participación de uno u otro grupo muscular. Como ya se ha comentado, en todo este trabajo se estudia la flexión del codo partiendo de una posición del brazo estirado en la dirección vertical, realizando un movimiento de subida hasta flexionarlo completamente y finalizando en la posición inicial. En este caso, por lo tanto, el grupo muscular que se contrae,

realizando la fuerza necesaria para efectuar el movimiento, es el bíceps (BIC), el músculo braquial (BRA) y el braquiorradial (BRD). Los músculos que componen el tríceps se encargarán de la extensión muscular y la posible fuerza que puedan realizar será con el fin de mantener la estabilidad de las articulaciones, aumentando la fuerza de reacción entre los huesos.

Los puntos de origen y de inserción son aquellos puntos donde los músculos se unen con el hueso, esto es, los puntos inicial y final del músculo, donde el tendón acaba. En la mayoría de los músculos del modelo, será necesario definir más puntos intermedios que permitan representar el músculo de la manera más fiel posible, consiguiendo guiar el actuador muscular por los diferentes puntos que pasa antes de llegar a su inserción en los huesos. Estos puntos se emplean además para evitar interferencias del húmero con el tríceps al flexionar mucho el codo (wrapping).

Los puntos de origen, inserción y de guiado empleados en este proyecto se han obtenido basándose en el modelo de OpenSim de la Universidad de Stanford, de manera que el modelo completo del proyecto es el indicado en la figura 14.

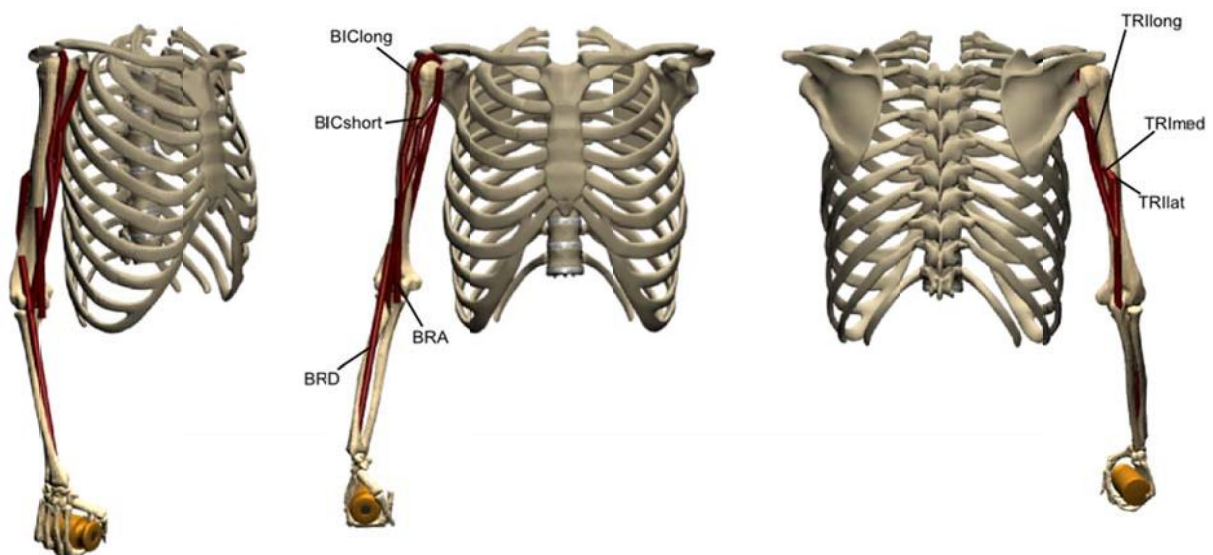


Figura 14. Diferentes vistas del modelo muscular desarrollado.

CAPÍTULO III

OPTIMIZACIÓN ESTÁTICO- FISIOLÓGICA

3. OPTIMIZACIÓN ESTÁTICO-FISIOLÓGICA

3.1. MODELO MUSCULAR DE HILL

Como ya se ha comentado, los músculos están constituidos por un conjunto de fibras paralelas las cuales están conectadas a los huesos por medio de los tendones. Las fibras, estén alineadas con el tendón, o bien con un cierto ángulo agudo $\alpha < 0$ respecto al mismo (este sería un músculo “penado”, ver figura 15), son consideradas de la misma longitud. Las fibras de un músculo penado están conectadas a la aponeurosis del músculo, esta es, la porción interna del tendón. Las propiedades de esta porción, así como de la externa, son consideradas idénticas. Las fibras musculares contienen tanto filamentos contráctiles como no contráctiles.

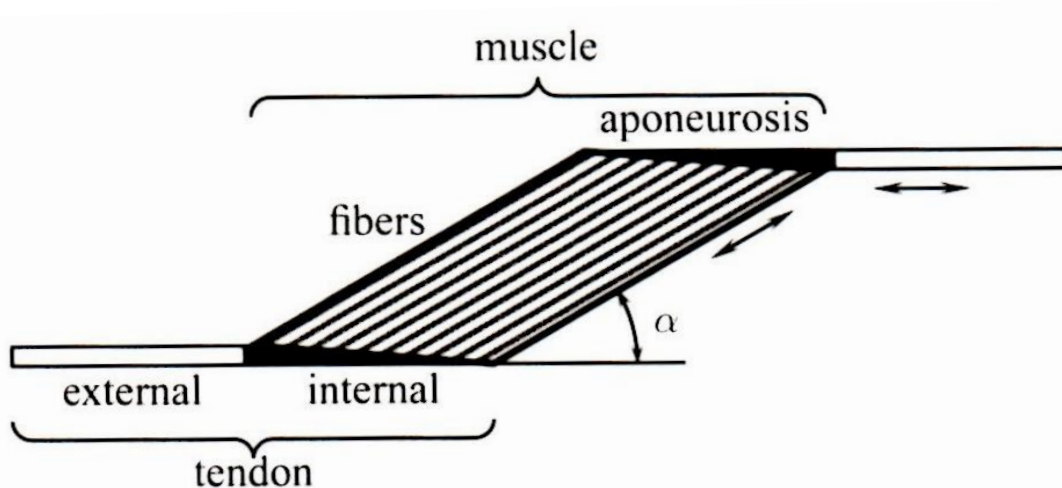


Figura 15. Arquitectura de un músculo penado.

El modelo de Hill nos permite estimar la fuerza generada por el conjunto músculo-tendón. El modelo mecánico simplificado de la estructura músculo-tendón (figura 16) consiste en un elemento contráctil activo (CE) en paralelo con uno elástico pasivo (PE) y por último otro elástico en serie con estos dos (SE). Para un músculo penado, la relación entre la longitud músculo-tendón l^{MT} , la longitud de la fibra muscular l^M , la longitud del tendón l^T y el ángulo de penación α , viene dada por:

$$l^{MT} = l^M \cos \alpha + l^T \quad (1)$$

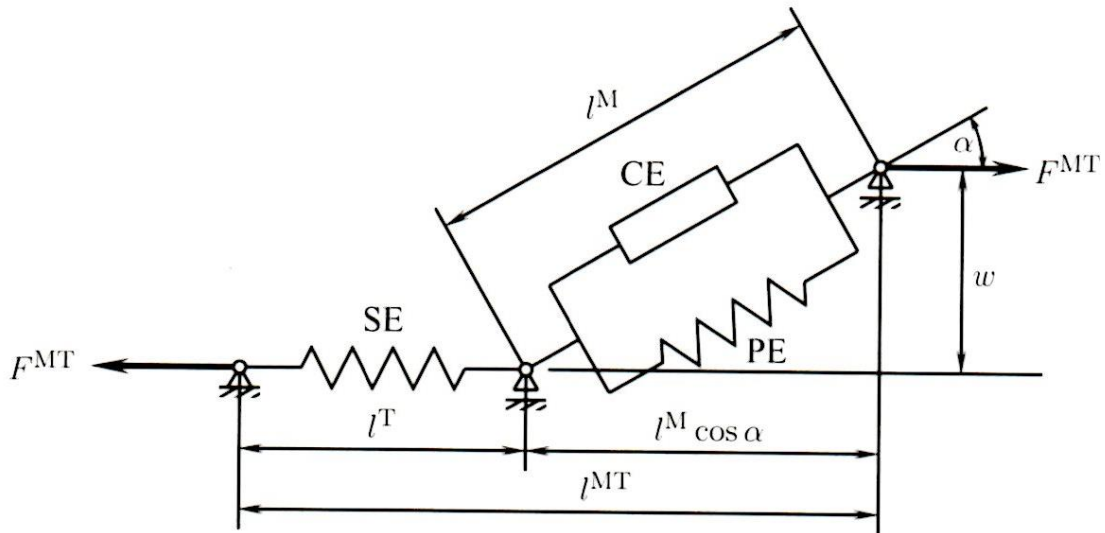


Figura 16. Modelo muscular de Hill. Las fibras musculares se modelan como un elemento contráctil activo (CE) en paralelo con un componente elástico pasivo (PE). Estos elementos están en serie con un tendón elástico no lineal (SE). El ángulo de penetración α es el ángulo entre las fibras musculares y el tendón. Los superíndices MT , M y T hacen referencia al conjunto músculo-tendón, a las fibras musculares y al tendón, respectivamente.

Si la distancia entre la aponeurosis del origen del músculo y la inserción permanece constante durante la contracción del músculo, entonces:

$$w = l_0^M \sin \alpha_0 = l^M \sin \alpha = const \quad (2)$$

donde l_0^M es la longitud óptima de la fibra muscular y α_0 es el ángulo de penetración correspondiente a l_0^M . De las ecuaciones (1) y (2), se puede obtener una relación de velocidades tal que:

$$v^{MT} = \frac{v^M}{\cos \alpha} + v^T \quad (3)$$

3.2. DINÁMICA DEL ACTUADOR MÚSCULO-TENDÓN

La dinámica del actuador músculo-tendón puede dividirse en dinámica de activación y dinámica de contracción del mismo. La dinámica de activación se refiere a la transformación de una excitación neural en una activación del aparato contráctil. La dinámica de contracción se refiere a la transformación de la activación en fuerza muscular. Así, la dinámica muscular con respecto al modelo muscular de Hill está representada por dos procesos dinámicos de primer orden que están en cascada y desconectados el uno del otro.

3.2.1. DINÁMICA DE ACTIVACIÓN

La dinámica de activación se describe por una ecuación diferencial de primer orden que expresa una relación entre la activación del músculo $a = a(t)$, su derivada $\dot{a} = \dot{a}(t)$, y la excitación neural $u = u(t)$ como:

$$\dot{a} = (u - a) \frac{u}{\tau_{act}} + [u - (a - a_{mín}) - (u - a)u] \frac{1}{\tau_{deact}} \quad (4)$$

donde τ_{act} es la constante de tiempo para la activación cuando el músculo está totalmente excitado ($u(t) = 1$), y τ_{deact} es la constante de tiempo para la activación cuando el músculo está desactivado ($u(t) = 0$); $a_{mín}$ es un límite inferior de la activación para evitar el problema asociado con la función fuerza-velocidad del músculo (ecuación (15)) al invertirla para niveles bajos de activación.

El cociente $\tau_{act} / \tau_{deact}$ es constante y de valores entre 0 y 1. Para simplificar, se asume que todos los músculos siguen la misma dinámica de activación. En este caso, los valores de τ_{act} y τ_{deact} están fijados en 15 ms y 50 ms, respectivamente; y $a_{mín}$ tiene un valor de 0,001. La figura 17 expresa el tiempo de respuesta de una activación $a(t)$ a una excitación $u(t)$ cuando ésta es $u(t) = 1$ entre $0,1 s \leq t \leq 0,2 s$ y $u(t) = 0$ en cualquier otro instante. Cuando el músculo está totalmente excitado, la activación crece asintóticamente desde el valor inicial $a_{mín}$ hasta su máximo 1. Cuando el músculo está desactivado, la activación cae de forma gradual hasta $a_{mín}$.

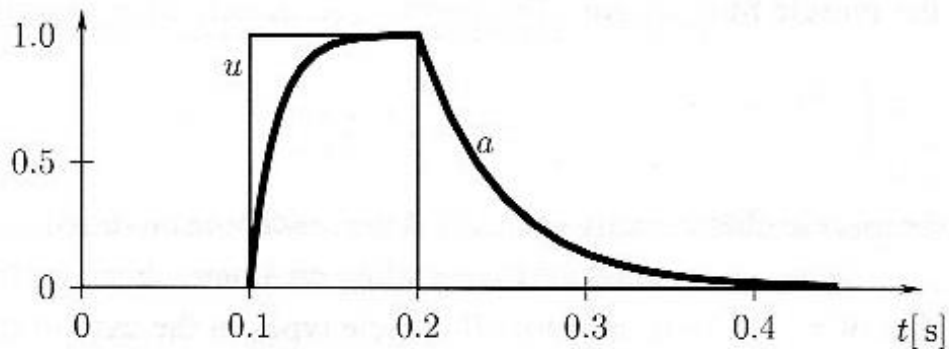


Figura 17. Excitación (línea fina) y su respuesta (línea gruesa).

La dinámica de activación de la ecuación (4) puede expresarse como:

$$\dot{a}(t) = f(a(t), u(t)) \quad (5)$$

3.2.2. DINÁMICA DE CONTRACCIÓN

Un músculo y su tendón trabajan juntos como un actuador. La dinámica de contracción del actuador músculo-tendón es un proceso de primer orden que sigue a su vez otro proceso de primer orden (dinámica de activación). Debido a la interacción entre la dinámica de contracción del conjunto músculo-tendón y la dinámica de los segmentos anatómicos, la dinámica de contracción es más compleja que la de activación.

Como simplificación, todos los elementos musculares se consideran sin masa y se omite la fricción. La ecuación de equilibrio de fuerzas para un músculo puede escribirse como:

$$F^{MT} = (F_{CE}^M + F_{PE}^M) \cos \alpha \quad (6)$$

donde F_{CE}^M y F_{PE}^M son las fuerzas activas y pasivas desarrolladas por CE y PE, respectivamente, y F^{MT} es la fuerza del tendón, el cual al estar en serie con el músculo hace coincidentes las fuerzas realizadas por ambos elementos, por lo que también se conoce como la fuerza del conjunto músculo-tendón. La fuerza producida por el elemento contráctil depende de la longitud y velocidad de la fibra y del nivel de activación. Este viene expresado por:

$$F_{CE}^M = F_0^M \cdot a \cdot f_l(\tilde{l}^M) \cdot f_v(\tilde{v}^M) \quad (7)$$

donde F_0^M es la fuerza isométrica máxima; \tilde{l}^M es la longitud normalizada de las fibras musculares; \tilde{v}^M es la velocidad normalizada de las fibras musculares; f_l y f_v son relaciones fuerza-longitud y fuerza-velocidad adimensionales, respectivamente. La longitud normalizada de las fibras musculares se define como:

$$\tilde{l}^M = \frac{l^M}{l_0^M} \quad (8)$$

donde l^M es la longitud de las fibras musculares. La velocidad normalizada de las fibras musculares se define como:

$$\tilde{v}^M = \frac{v^M}{v_{m\acute{a}x}} \quad (9)$$

donde v^M es la velocidad de las fibras musculares y $v_{m\acute{a}x}$ es la máxima velocidad de contracción de las fibras calculada como $v_{m\acute{a}x} = l_0^M / \tau_c$. τ_c es el llamado parámetro escalador del tiempo. Para simplificar, se emplea un valor fijo de este parámetro siendo $\tau_c = 0,1$ s para todos los músculos analizados.

Las fuerzas correspondientes al elemento pasivo y al tendón pueden formularse como:

Y

$$F_{PE}^M = F_0^M \cdot f_{PE}(\tilde{l}^M) \quad (10)$$

$$F^{MT} = F_0^M \cdot f_t(\varepsilon^T) \quad (11)$$

donde f_{PE} y f_t son relaciones fuerza-longitud y fuerza-elongación adimensionales, respectivamente; ε^T es la elongación que sufre el tendón bajo tensión relativa a su longitud sin tensión l_S^T , formulada es:

$$\varepsilon^T = \frac{l^T - l_S^T}{l_S^T} \quad (12)$$

La variación de la fuerza del tendón con respecto al tiempo ($\dot{F}^{MT} = dF^{MT}/dt$), es proporcional a la velocidad del tendón y viene dada por:

$$\dot{F}^{MT} = k^T v^T \quad (13)$$

donde k^T es la rigidez del tendón y se define como:

$$k^T = \frac{dF^{MT}}{dl^T} \quad (14)$$

Si la fuerza del tendón F^{MT} , la longitud normalizada de las fibras musculares \tilde{l}^M , y la activación a vienen dadas, la velocidad normalizada de las fibras musculares puede despejarse de las ecuaciones (6), (7) y (10):

$$\tilde{v}^M = f_v^{-1} \left(\frac{F^{MT} / \cos \alpha - F_0^M \cdot f_{PE}(\tilde{l}^M)}{F_0^M \cdot a \cdot f_l(\tilde{l}^M)} \right) \quad (15)$$

donde f_v^{-1} se refiere a la inversa de la relación fuerza-velocidad de las fibras musculares. De las ecuaciones (3), (9) y (15) se puede obtener la velocidad del tendón:

$$v^T = v^{MT} - \frac{v_{m\acute{a}x}}{\cos \alpha} f_v^{-1} \left(\frac{F^{MT} / \cos \alpha - F_0^M \cdot f_{PE}(\tilde{l}^M)}{F_0^M \cdot a \cdot f_l(\tilde{l}^M)} \right) \quad (16)$$

Sustituyendo la ecuación (16) en la ecuación (13):

$$\dot{F}^{MT} = k^T \left[v^{MT} - \frac{v_{m\acute{a}x}}{\cos \alpha} f_v^{-1} \left(\frac{F^{MT} / \cos \alpha - F_0^M \cdot f_{PE}(\tilde{l}^M)}{F_0^M \cdot a \cdot f_l(\tilde{l}^M)} \right) \right] \quad (17)$$

La longitud normalizada de las fibras musculares \tilde{l}^M es desconocida todavía, pero puede ser calculada mediante las ecuaciones (1), (2) y (8) como:

$$\tilde{l}^M = \frac{1}{l_0^M} \sqrt{(l^{MT} - l^T)^2 + \omega^2} \quad (18)$$

Además, la longitud del tendón se obtiene de las ecuaciones (11) y (12) de la forma que sigue:

$$l^T = l_S^T \left[1 + f_T^{-1} \left(\frac{F^{MT}}{F_0^M} \right) \right] \quad (19)$$

donde f_T^{-1} expresa la inversa de la relación fuerza-elongación del tendón.

En resumen, la ecuación diferencial (17) describe la dinámica de contracción del conjunto músculo-tendón. Esta función del tiempo puede abreviarse como:

$$\dot{F}^{MT} = f(F^{MT}(t), l^{MT}(t), v^{MT}(t), a(t)) \quad (20)$$

La longitud del conjunto músculo-tendón l^{MT} y su velocidad v^{MT} dependen de la posición y movimiento de los segmentos del cuerpo. Por tanto, existe en este caso una interacción entre el tendón y los segmentos del cuerpo. La dinámica del conjunto músculo-tendón completa puede representarse por un diagrama de bloques de la forma que sigue:

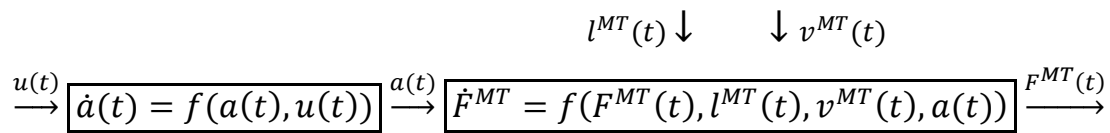


Figura 18. Dinámica del actuador músculo-tendón.

3.2.3. PROPIEDADES DE MÚSCULOS Y TENDONES

Curva de fuerza-longitud

La relación fuerza-longitud del elemento contráctil activo del músculo viene dada por:

$$f_l(\tilde{l}^M) = e^{-[(\tilde{l}^M-1)/\gamma]^2} \quad (21)$$

donde γ es un parámetro que hace referencia a la mitad del ancho de la curva para $f_l = 1/e$ (ver figura 11). Se selecciona un valor de 0,45 para γ^2 aproximando así la relación fuerza-longitud de los sarcómeros individuales.

La relación fuerza-longitud del elemento elástico pasivo puede escribirse como:

$$f_{PE}(\tilde{l}^M) = \frac{e^{k_{PE}(\tilde{l}^M-1)/\varepsilon_0^M} - 1}{e^{k_{PE}} - 1} \quad (22)$$

donde k_{PE} es un factor de forma exponencial, y ε_0^M es la elongación pasiva del músculo si $F^M = F_0^M$. Se selecciona un valor de 5,0 para k_{PE} mientras que ε_0^M es diferente para adultos jóvenes o senior; se elige un valor para adultos jóvenes de 0,6. $f_l(\tilde{l}^M)$ y $f_{PE}(\tilde{l}^M)$ se representan juntos en la figura 19.

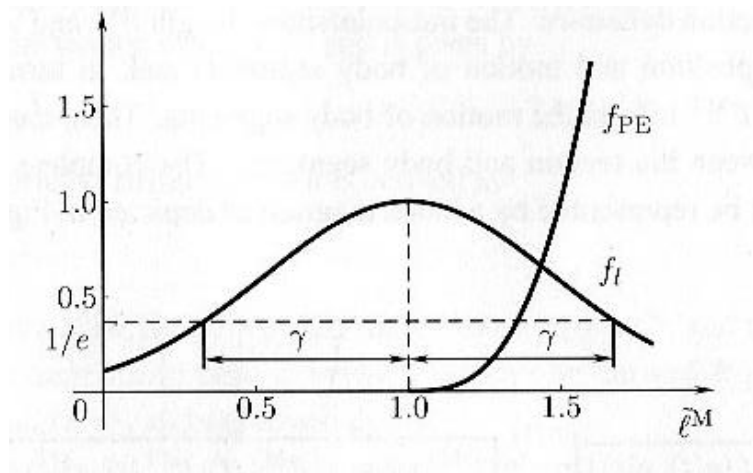


Figura 19. Curvas isométricas de fuerza-longitud $f_l(\tilde{l}^M)$ y $f_{PE}(\tilde{l}^M)$, del elemento contráctil activo (CE) y el elemento elástico pasivo (PE).

Curva de fuerza-velocidad

La relación fuerza-velocidad es diferente cuando el músculo se está acortando ($\tilde{v}^M \leq 0$) o estirando ($\tilde{v}^M > 0$) (ver figura 20), y viene dada por:

$$f_v(\tilde{v}^M) \begin{cases} 0 & \text{si } \tilde{v}^M \leq -1 \\ \frac{1 + \tilde{v}^M}{1 - \tilde{v}^M/k_{CE1}} & \text{si } -1 < \tilde{v}^M \leq 0 \\ \frac{1 + \tilde{v}^M f_v^{m\acute{a}x}/k_{CE2}}{1 - \tilde{v}^M/k_{CE2}} & \text{si } \tilde{v}^M > 0 \end{cases} \quad (23)$$

donde k_{CE1} y k_{CE2} son los factores de forma de fuerza-velocidad. k_{CE1} indica lo rápido que la fuerza converge hacia cero cuando el músculo se está acortando; k_{CE2} indica lo rápido que la fuerza converge hacia su máximo cuando el músculo se está estirando. $f_v^{m\acute{a}x}$ es la fuerza muscular normalizada máxima que se puede alcanzar cuando el músculo se está alargando, es decir:

$$f_v^{m\acute{a}x} = \lim_{\tilde{v}^M \rightarrow +\infty} f_v(\tilde{v}^M) \quad (24)$$

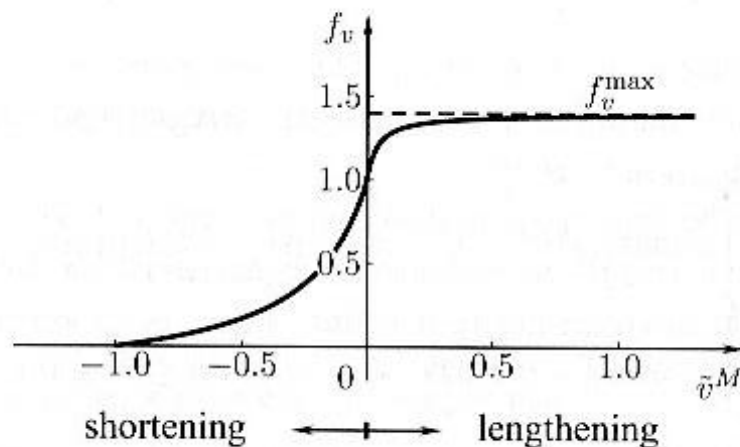


Figura 20. Curva fuerza-velocidad $f_v(\tilde{v}^M)$ del elemento contráctil activo del músculo

En la ecuación (23), k_{CE1} está fijado en 0,25 y $f_v^{m\acute{a}x}$ tiene un valor de 1,4 para adultos jóvenes. Bajo condiciones isométricas, la variación de la curva de fuerza-velocidad durante el alargamiento es aproximadamente dos veces esta misma variación en el acortamiento:

$$\left. \frac{\partial f_v}{\partial \tilde{v}^M} \right|_{\tilde{v}^M=0^+} = 2 \left. \frac{\partial f_v}{\partial \tilde{v}^M} \right|_{\tilde{v}^M=0^-} \quad (25)$$

De las ecuaciones (22) y (24), k_{CE2} se puede expresar como:

$$k_{CE2} = \frac{f_v^{m\acute{a}x} - 1}{2} \frac{k_{CE1}}{1 + k_{CE1}} \quad (26)$$

Curva de fuerza-elongación

La relación fuerza-elongación normalizada del tendón (figura 13) viene dada por una función exponencial en su inicio y después continúa con una función lineal de la siguiente forma:

$$f_T(\varepsilon^T) \begin{cases} 0,10377(e^{91\varepsilon^T} - 1) & \text{si } 0 \leq \varepsilon^T < 0,01516 \\ 37,526\varepsilon^T - 0,26029 & \text{si } 0,01516 \leq \varepsilon^T < 0,1 \end{cases} \quad (27)$$

Esa primera zona no lineal es llamada “toe region” y se puede apreciar en la figura 21. La región lineal comienza para una elongación de valor $\varepsilon_{toe}^T = 0,01516$ y falla a partir de un valor 0,1. El valor de la elongación cuando $F^{MT} = F_0^M$ es de $\varepsilon_0^T = 0,0336$. De las ecuaciones (12) y (14) puede obtenerse:

$$k^T = \frac{dF^{MT}}{df_T} \frac{df_T}{d\varepsilon^T} \frac{d\varepsilon^T}{dl^T} = \frac{F_0^M}{l_S^T} \frac{df_T}{d\varepsilon^T} \quad (28)$$

Sustituyendo la ecuación (27) en la (28) se tiene:

$$k^T \begin{cases} 9,44307 \frac{F_0^M}{l_S^T} e^{91\varepsilon^T} & \text{si } 0 \leq \varepsilon^T < 0,01516 \\ 37,526 \frac{F_0^M}{l_S^T} & \text{si } 0,01516 \leq \varepsilon^T < 0,1 \end{cases} \quad (29)$$

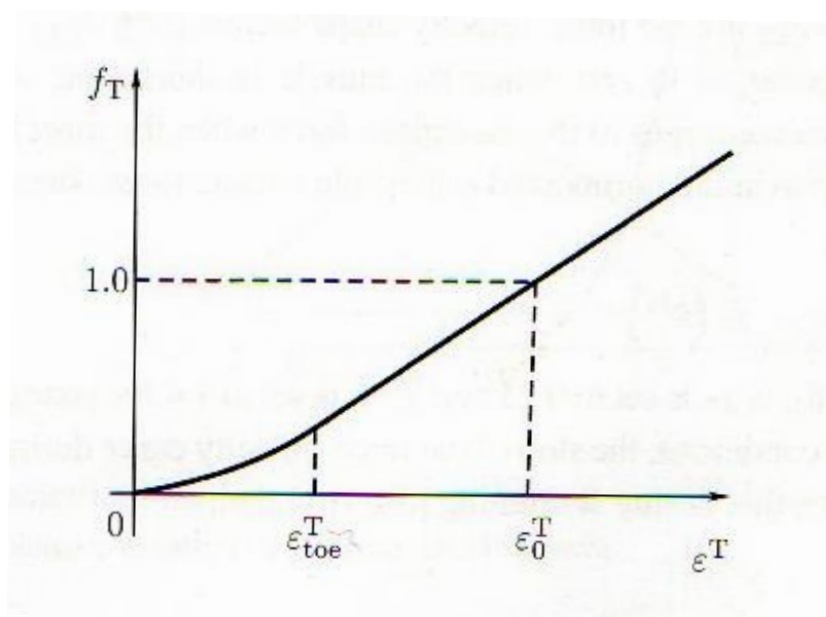


Figura 21. Curva fuerza-deformación $f_T(\varepsilon^T)$ del tendón.

3.3. APLICACIÓN DE LA DINÁMICA MUSCULAR A LA OPTIMIZACIÓN ESTÁTICA

A diferencia de la optimización estática simple, la llamada optimización estático-fisiológica toma en consideración la dinámica del grupo músculo-tendón y las restricciones de fuerzas que ello conlleva. Este enfoque aplica técnicas de optimización inversa a cada instante de tiempo y limita superior e inferiormente las fuerzas extrapolando los valores de fuerza del anterior instante de tiempo utilizando valores factibles de activación. De esta forma, se consigue tanto una rápida optimización inversa como un historial de fuerzas factibles en el tiempo. Esta es la idea que se implementa en el código de MATLAB para tener en cuenta esta nueva dinámica.

Utilizando el modelo muscular de Hill, las variables de estado del i -ésimo músculo se expresan en un vector tal que:

$$\underline{x}_i(t) = \begin{bmatrix} a_i(t) \\ F_i^{MT}(t) \end{bmatrix} \quad (30)$$

Su primera derivada será:

$$\dot{\underline{x}}_i(t) = \begin{bmatrix} \dot{a}_i(t) \\ \dot{F}_i^{MT}(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f(a_i(t), u_i(t)) \\ f(a_i(t), F_i^{MT}(t), l_i^{MT}(t), v_i^{MT}(t)) \end{bmatrix} \quad (31)$$

La ecuación (31) puede expresarse como:

$$\dot{\underline{x}}_i(t) = \underline{f}(\underline{x}_i(t), u_i(t), l_i^{MT}(t), v_i^{MT}(t)) \quad (32)$$

El intervalo de tiempo T se discretiza en N intervalos equidistantes de ancho Δt :

$$\Delta t = \frac{T}{N} \quad (33)$$

La excitación del músculo i -ésimo en un intervalo Δt se considera constante (ver figura 22)

$$u_i(t_{k-1} \leq t < t_k) = u_i(t_{k-1}) = u_{i,k-1} \quad (34)$$

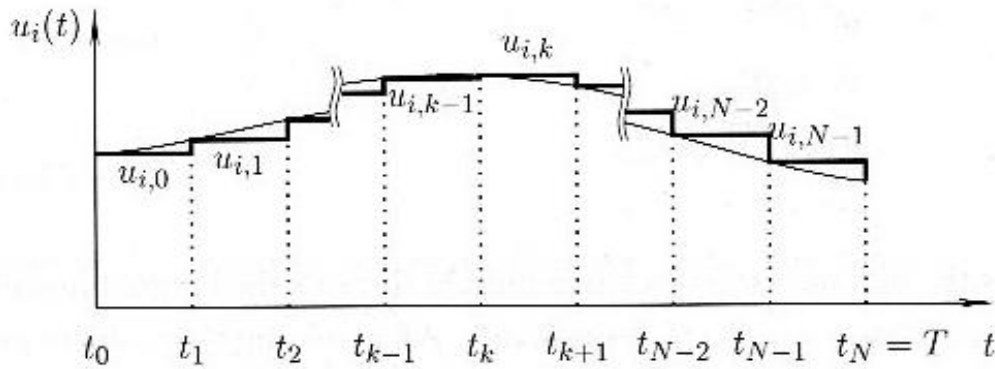


Figura 22. Discretización del control neural para el músculo i -ésimo

donde

$$t_{k-1} = (k - 1) \Delta t \quad \text{y} \quad t_k = k \Delta t \quad (35)$$

Si las variables de estado de la i -ésima fuerza muscular en el instante t_{k-1} , $\underline{x}_i(t_{k-1})$, vienen dadas, entonces las máximas y mínimas variables de estado que pueden ser realizadas por el i -ésimo músculo para el siguiente instante t_k , $\underline{x}_{i,máx}(t_k)$ y $\underline{x}_{i,mín}(t_k)$, podrán ser calculadas integrando las ecuaciones diferenciales del músculo tomando el valor de $u_{i,k-1} = 1$ y 0 , respectivamente.

$$\underline{x}_{i,m\acute{a}x}(t_k) = \underline{x}_i(t_{k-1}) + \int_{t_{k-1}}^{t_k} \underline{f}(\underline{x}_i(t), u_{i,k-1} = 1, l_i^{MT}(t), v_i^{MT}(t)) dt \quad (36)$$

$$\underline{x}_{i,m\grave{i}n}(t_k) = \underline{x}_i(t_{k-1}) + \int_{t_{k-1}}^{t_k} \underline{f}(\underline{x}_i(t), u_{i,k-1} = 0, l_i^{MT}(t), v_i^{MT}(t)) dt \quad (37)$$

En este caso, se empleará un paso de tiempo de 0,01 s. Los valores de la longitud y la velocidad del grupo músculo-tendón correspondientes a los instantes de tiempo a lo largo de su duración total son entradas iniciales almacenadas en vectores para realizar los cálculos. La longitud y la velocidad del grupo músculo-tendón para un instante de tiempo t entre dos instantes calculados consecutivos ($t_{k-1} \leq t < t_k$) se calculan mediante una interpolación lineal de la siguiente forma:

$$l^{MT}(t_{k-1} \leq t < t_k) = l^{MT}(k-1) + \frac{l^{MT}(k) - l^{MT}(k-1)}{\Delta t} (t - t_{k-1}) \quad (38)$$

$$v^{MT}(t_{k-1} \leq t < t_k) = v^{MT}(k-1) + \frac{v^{MT}(k) - v^{MT}(k-1)}{\Delta t} (t - t_{k-1}) \quad (39)$$

donde $l^{MT}(k-1)$, $l^{MT}(k)$ y $v^{MT}(k-1)$, $v^{MT}(k)$ son las longitudes y velocidades del conjunto músculo-tendón para los instantes t_{k-1} y t_k respectivamente.

Para determinar las fuerzas musculares individuales en un instante t_k , se minimiza la suma de los cuadrados de las fuerzas relativas (ratios de fuerzas musculares en relación a las máximas para cada instante). Para obtener una predicción factible de la fuerza muscular, la fuerza de un músculo i para un instante t_k está restringida por una $F_{i,m\grave{i}n}^{MT}(t_k)$ y una $F_{i,m\acute{a}x}^{MT}(t_k)$ (ver figura 23). Así, el problema del reclutamiento del músculo con respecto al enfoque de la optimización estático-fisiológica se formula como:

$$\text{minimizar } \sum_{i=1}^m \left[\frac{F_i^{MT}(t_k)}{F_{i,m\acute{a}x}^{MT}(t_k)} \right]^2 \quad (40)$$

$$\text{sujeto a } \mathbf{J}^T(t_k) \underline{F}^{MT}(t_k) = \underline{Q}^{MT}(t_k) \quad (41)$$

$$F_{i,min}^{MT}(t_k) \leq F_i^{MT}(t_k) < F_{i,m\acute{a}x}^{MT}(t_k) \quad i = 1, \dots, m. \quad (42)$$

donde $\mathbf{J}^T(t_k)$ son los brazos de momento, aplicados sobre el eje del codo para cada músculo y en cada instante, y $\underline{Q}^{MT}(t_k)$ son los momentos resultantes para cada instante alrededor del eje del codo. Los brazos de momento dependen de la posición en que esté el brazo y de los puntos de inserción de cada músculo.

Una vez que las fuerzas musculares $F_i^{MT}(t_k)$ ($i = 1, \dots, m$) han sido determinadas, se inicia un proceso de iteración de la excitación $u_{i,k-1}$ ($i = 1, \dots, m$) hasta que la fuerza muscular cumpla la siguiente ecuación:

$$\underline{x}_i(t_{k-1}) + \int_{t_{k-1}}^{t_k} \underline{f}(\underline{x}_i(t), u_{i,k-1}, l_i^{MT}(t), v_i^{MT}(t)) dt - \underline{x}_i(t_k) = 0 \quad (43)$$

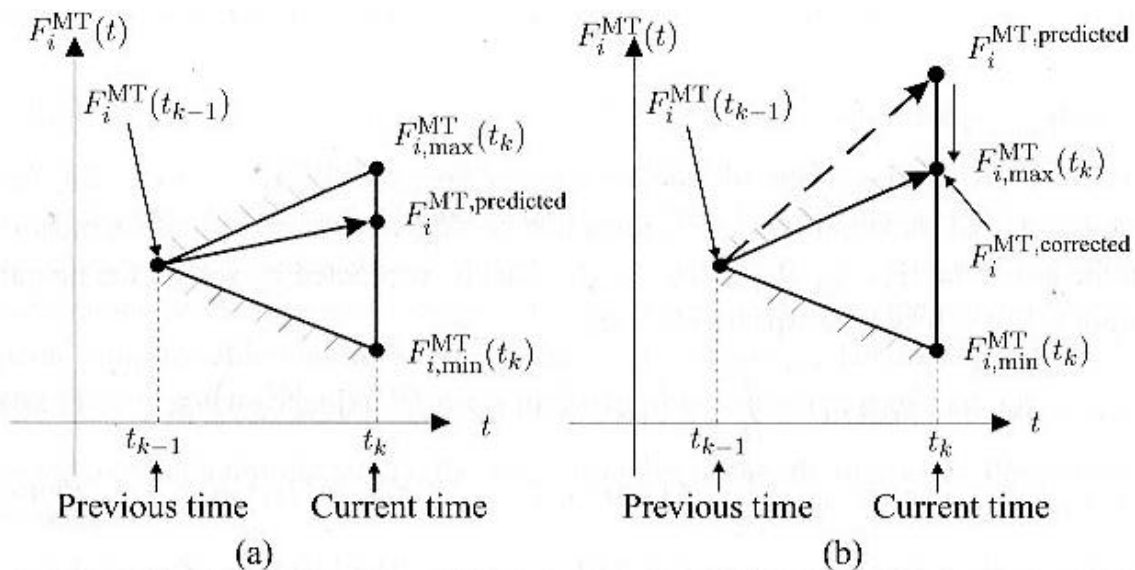


Figura 23. Predicción factible de la i -ésima fuerza muscular. (a) Caso fisiológicamente factible. (b) Caso fisiológicamente no factible.

El diagrama de bloques de la figura 24 hace más sencillo de comprender este proceso que, empleando la optimización estático-fisiológica, trata de determinar fuerzas musculares individuales y sus correspondientes excitaciones neurales.

Son necesarias las fuerzas iniciales para el empleo de la optimización estático-fisiológica. La determinación de las fuerzas musculares y sus activaciones iniciales se basan en la suposición de que la velocidad inicial de las fibras de cada músculo v^M es 0, y, por tanto, $f_v(\tilde{v}^M = 0) = 1$. Para determinar las fuerzas musculares iniciales, también se debe resolver el problema de reclutamiento de las ecuaciones (40) y (42). Para este caso, a cada fuerza muscular se le imponen unas restricciones $F_{mín}^{MT}$ y $F_{máx}^{MT}$ a las cuales les corresponden unas activaciones $a = 0$ y $a = 1$, respectivamente. Sustituyendo las ecuaciones (7), (10) y (11) en la ecuación (6) y reordenando, se obtiene:

$$\left(a \cdot f_l(\tilde{l}^M) + f_{PE}(\tilde{l}^M) \right) \cos \alpha - f_T(\varepsilon^T) = 0 \quad (44)$$

Para un nivel de activación a , la ecuación (44) puede ser expresada como en función de \tilde{l}^M . Despejando l^T de la ecuación (1) y sustituyéndola en la ecuación (12), se tiene:

$$\varepsilon^T = \frac{l^{MT} - l^T \cos \alpha - l_S^T}{l_S^T} \quad (45)$$

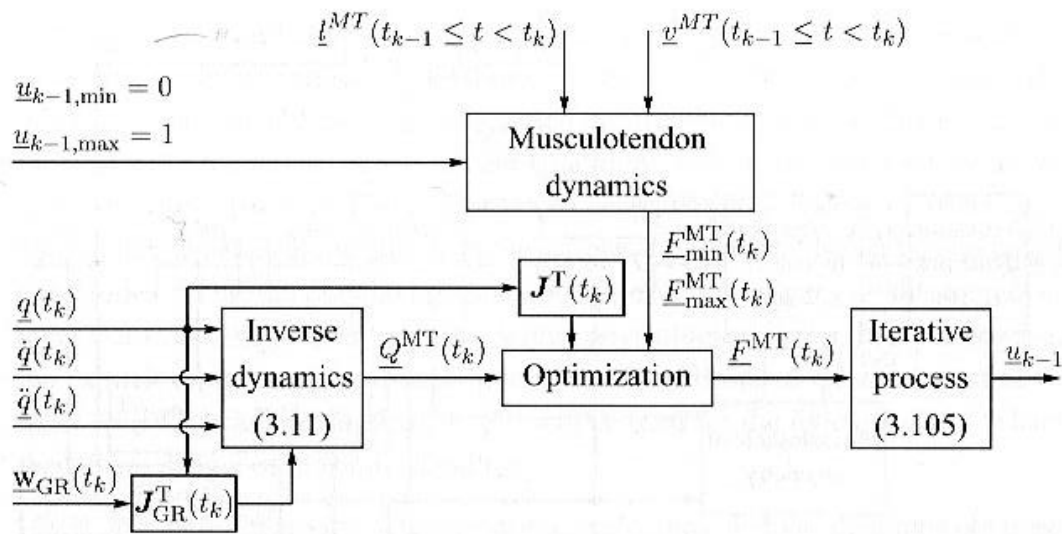


Figura 24. Procedimiento empleando la optimización estático-fisiológica para determinar fuerzas musculares individuales para un instante de tiempo t_k y la excitación neural para un intervalo de tiempo $[t_{k-1}, t_k)$.

Así, la ecuación (44) puede reescribirse como:

$$\left(a \cdot f_l \left(\frac{l^M}{l_0^M} \right) + f_{PE} \left(\frac{l^M}{l_0^M} \right) \right) \cos \alpha - f_T \left(\frac{l^{MT} - l^T \cos \alpha - l_S^T}{l_S^T} \right) = 0 \quad (46)$$

Esta ecuación no es lineal y puede resolverse iterativamente para encontrar el valor de l^M . Entonces, podrá calcularse un F_{\min}^{MT} y F_{\max}^{MT} para la l^M correspondiente.

Una vez obtenidas las fuerzas musculares iniciales mediante la optimización, la activación inicial correspondiente para cada músculo puede despejarse de la ecuación (44):

$$\alpha = \frac{f_T(\varepsilon^T)/\cos \alpha - f_{PE}(\tilde{l}^M)}{f_l(\tilde{l}^M)} \quad (47)$$

donde la longitud normalizada de las fibras musculares \tilde{l}^M puede obtenerse de las ecuaciones (18) y (19).

3.4. CRITERIOS DE OPTIMIZACIÓN

Existen diferentes criterios a la hora de realizar la optimización. Los primeros estudios sobre el cálculo de fuerzas musculares, se basaban en criterios de optimización lineales que buscaban simplemente minimizar la suma de las fuerzas de cada músculo. Evidentemente, este criterio no ofrecía resultados tan consistentes como se busca, por lo se han ido formulando nuevos criterios añadiendo restricciones, como la fuerza máxima que soporta cada músculo, o tratando de basarse en otras hipótesis como minimizar la tensión de cada músculo, minimizar la fatiga que sufre cada músculo, etc.

A continuación se indican los diferentes criterios utilizados en el proyecto previo y en este mismo para determinar los esfuerzos musculares. El parámetro w_i representa un factor de peso para la fuerza de cada músculo i en las siguientes funciones objetivo.

Criterio Lineal. La formulación matemática del criterio lineal puede venir dada como,

$$\min \sum_{i=1}^m \frac{F_i}{w_i} \quad (48)$$

donde m es el número de músculos. Para $w_i = 1$, las variables de decisión del problema de optimización serán las fuerzas musculares. El factor de peso puede ser, así mismo, las fuerzas isométricas máximas que soportan los músculos o la sección fisiológica de los músculos.

Criterio polinómico no lineal. El criterio polinómico puede escribirse como,

$$\min \sum_{i=1}^m \left(\frac{F_i}{w_i} \right)^p \quad (49)$$

donde p es el grado del polinomio. De acuerdo con Crowninshield y Brand (1981), este criterio equivale a maximizar la duración de la actividad, de tal manera que no se active y desactive un músculo durante breves instantes de tiempo, sino que su acción sea prolongada en el tiempo ya que se entiende una mayor ineficiencia el hecho de activar y desactivar músculos de manera arbitraria. Además, estudios experimentales demuestran que el exponente p varía entre cada sujeto de acuerdo al tipo de fibras, orientación de fibras, etc. Suele estar en un rango de 1,4 a 5,1.

Criterio Min/Max. Este criterio se basa en la idea de que la duración para una tarea de carga dada, o la resistencia mantenida por un sistema depende más de la resistencia de cada músculo de los que participa. En consecuencia, mayor resistencia para una carga implica que la fuerza máxima relativa o que la máxima tensión muscular sea lo más pequeña posible, de tal forma que no se sobrecargue un músculo mientras otros permanecen inactivos. La forma matemática de este criterio es,

$$\min \max \left\{ \frac{F_i}{w_i} \right\} \quad i = 1, \dots, m \quad (50)$$

Este criterio es complejo de resolver de la forma planteada en la ecuación (50). Si se introduce una variable ficticia β , se llega a una expresión equivalente del criterio Min/Max que tiene la siguiente forma,

$$\min \beta \quad (51)$$

$$S. t. \frac{F_i}{w_i} \leq \beta \quad i = 1, \dots, m \quad (52)$$

Ambas ecuaciones ((51) y (52)) son lineales, por lo que se puede emplear cualquier algoritmo de programación lineal para obtener una solución única.

Criterio de Mínima Fatiga. El tiempo resistivo de un músculo es la máxima duración que un músculo, inicialmente relajado, puede mantener la salida mecánica requerida (par en le articulación, por ejemplo). Entonces, un mayor tiempo resistivo se corresponde más fatiga. El sistema neuromuscular minimiza la fatiga muscular seleccionando un criterio de compartición de fuerzas entre músculos sinérgicos tal que el tiempo de resistencia de una actividad se maximiza (Dul *et al*, 1984). Matemáticamente, este criterio se expresa en la ecuación (53).

$$\min \max \{T_i\} \quad i = 1, \dots, m \quad (53)$$

donde T_i es el tiempo resistivo del músculo i . Se ha comprobado experimentalmente que el tiempo resistivo de un músculo es función de la fuerza muscular F_i , de la fuerza isométrica máxima $F_{0,i}$ y del porcentaje de fibras de contracción lenta S_i . Esta relación viene dada por la ecuación (54).

$$T_i = a_i \cdot \left(\frac{F_i}{F_{0,i}} \cdot 100 \right)^{p_i} \quad (54)$$

donde los parámetros a_i y p_i dependen del porcentaje de fibras de contracción lentas S_i en el músculo i y se expresan, respectivamente como (Dul *et al*, 1984),

$$a_i = \exp(3,48 + 0,169S_i) \quad (55)$$

Si el porcentaje de fibras de contracción lentas y la fuerza isométrica máxima de cada músculo son conocidas, el tiempo resistivo es únicamente función de las fuerzas musculares. Maximizar el mínimo de $\{T_i\}$ es equivalente a minimizar el máximo de $\{1/T_i\}$, y entonces el criterio de minimizar la fatiga se puede reformular como,

$$\min \max \left\{ \frac{1}{T_i} \right\} \quad i = 1, \dots, m \quad (54)$$

De tal forma que la manera de proceder para resolver la optimización es análoga al criterio de Min/Max, llegando de nuevo a un problema de optimización lineal.

Criterio polinómico ajustado. Por último, en este trabajo se presta especial atención al criterio ya comentado en las ecuaciones (40), (41) y (42), que será el más importante ya que es el idóneo para la aplicación de la optimización estático-fisiológica.

3.5. PARÁMETROS PARA LOS CÁLCULOS

Todos los cálculos que hemos visto precisan de unos datos de entrada de los músculos, y estos son los que se muestran en la tabla 2, tabulados, entre otros, en el documento Holzbaur de 2005.

Tabla 2. Propiedades de los músculos para los cálculos de la dinámica muscular.

Músculo	Parámetro					
	$l_0^M (m)$	$l_S^T (m)$	$\alpha_0 (^\circ)$	$w (m)$	$v_{m\acute{a}x} (m/s)$	$F_{0,i} (N)$
Braquial	0,1044	0,054	0	0	1,044	987,3
Braquiorradial	0,1761	0,133	0	0	1,761	261,3
Bíceps largo	0,188	0,272	0	0	1,88	624,3
Bíceps corto	0,1865	0,192	0	0	1,865	435,6
Tríceps medio	0,1663	0,091	9	0,02602	1,663	624,3
Tríceps lateral	0,1709	0,098	9	0,02673	1,709	624,3
Tríceps largo	0,2377	0,143	12	0,04942	2,377	798,5

Además, para realizar el proceso de optimización según los diferentes criterios, es necesario disponer de una serie de parámetros característicos de cada músculo. Estos parámetros se obtienen de manera empírica para una población media y serán los dados en la tabla 3.

Tabla 3. Propiedades de los músculos para los cálculos de los criterios.

Músculo	Parámetro		
	$F_{0i} (N)$	$A_i (cm^2)$	$S_i (%)$
Braquial	987,3	7,1	61%
Braquiorradial	261,3	1,9	61%
Bíceps largo	624,3	4,5	61%
Bíceps corto	435,6	3,1	61%
Tríceps medio	624,3	4,5	65%
Tríceps lateral	624,3	4,5	65%
Tríceps largo	798,5	5,7	65%

CAPÍTULO IV

RESULTADOS Y COMPARACIÓN CON LOS PREVIOS

4. RESULTADOS Y COMPARACIÓN CON LOS PREVIOS

Todo lo descrito previamente se ha codificado en MATLAB para obtener los resultados que siguen. En el Anexo pueden consultarse todas las gráficas correspondientes a cada criterio empleado con las fuerzas realizadas por cada músculo a lo largo de la simulación.

En el nuevo criterio polinómico ajustado, se busca minimizar la suma de cuadrados de las fuerzas relativas instantáneas (fuerzas musculares divididas por su máximo posible en cada instante). Por tanto, en este caso serán significativas las fuerzas máximas obtenidas por la dinámica muscular.

4.1. RELACIÓN ENTRE FUERZAS Y EXCITACIÓN

En la figura 25 puede observarse la fuerza desarrollada por el músculo braquiorradial en una repetición junto a su excitación correspondiente, obtenida según el proceso descrito en el capítulo anterior. Además, se muestra en un área sombreada el rango de fuerzas realizables por el músculo en cada instante.

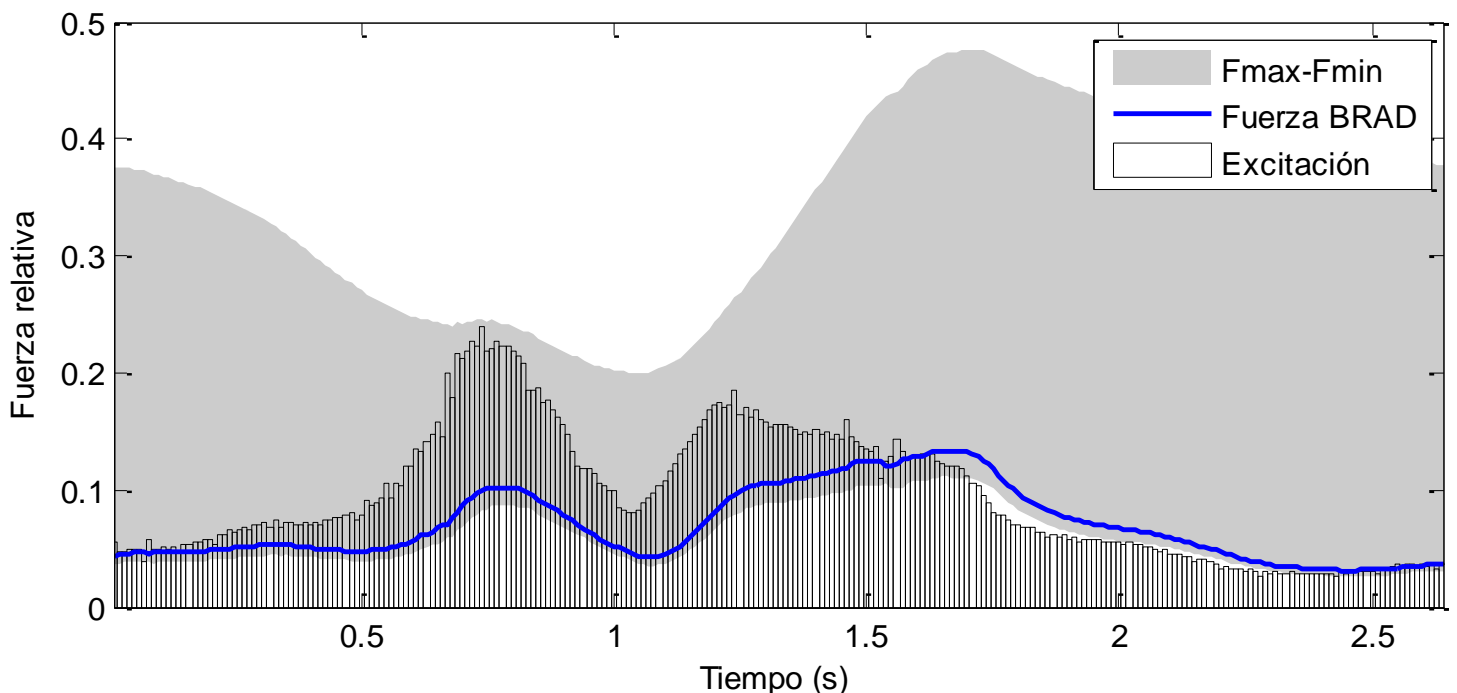


Figura 25. Fuerza realizada por el músculo braquiorradial, fuerzas máximas y mínimas que podría realizar y excitaciones neurales enviadas por el CNS, todo ello para una repetición.

Podemos apreciar como en unos primeros instantes, la fuerza es aproximadamente constante, hasta llegar a unos 0,45 segundos donde la excitación comienza a crecer cada vez de forma más rápida. A partir de los 0,5 s comienza a incrementarse la fuerza (por lo tanto se aprecia un cierto retraso respecto a la excitación), hasta llegar a un máximo, para luego caer de nuevo. En el valle que se produce en la caída de los valores, se hace más visual aún el retraso de la fuerza respecto a la señal enviada por el CNS.

En el intervalo de tiempo desde 1,2 s hasta 1,7 s, podría pensarse que hay algún error debido a que, mientras la excitación decrece, la fuerza desarrollada varía de forma contraria. Esto es correcto, ya que la excitación está relacionada con la fuerza a la que el músculo puede optar en cada instante, por lo que, aunque reciba una excitación inferior, si el rango de fuerzas factibles se ha elevado, puede ser que, comparando dos instantes distintos, se obtenga una fuerza mayor para una excitación menor.

4.2. COMPARACIÓN DE FUERZAS Y CONCORDANCIA CON EMG

La señal eléctrica medida por los electrodos de EMG es proporcional a la activación del músculo y ésta, en cierta medida, lo es a la fuerza desarrollada. De esta forma, cuando el CNS envía una excitación al músculo, éste debería responder con una fuerza ciertamente proporcional a esa señal.

Esta comparativa se realizará entre el nuevo criterio polinómico ajustado y los resultados del proyecto previo para el criterio de mínima fatiga, por ser este el que aporta mejores resultados. En términos de formulación, el más similar al nuevo criterio sería el polinómico cuadrático con factor de fuerza isométrica, pero las fuerzas obtenidas mediante esta optimización carecen de sentido.

4.2.1. BÍCEPS

En las figuras 26 y 27 se muestran las fuerzas musculares realizadas por el bíceps corto y el bíceps largo (para el criterio polinómico ajustado), respectivamente, junto con su intervalo de confianza del 95%. Además, la línea a rayas denota la misma fuerza pero relativa al proyecto previo, de forma que se pueden comparar ambas.

Se han obtenido curvas de EMG para los grupos musculares de bíceps y tríceps, no así para los músculos braquial y braquiorradial, debido a que el equipo de medida es de superficie y éstos son músculos profundos. En la figura 28 se muestra el voltaje medio de todas las repeticiones medidas por EMG, tras un proceso de rectificación y filtrado de la señal.

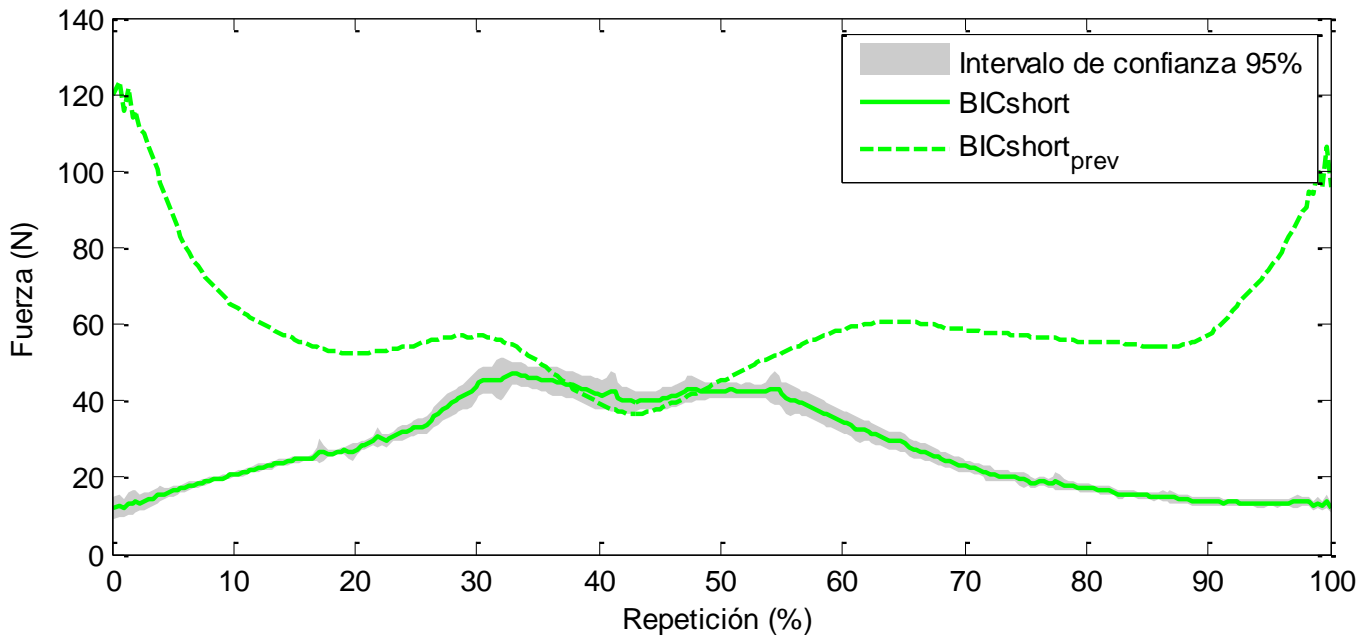


Figura 26. Fuerza muscular realizada por el bíceps corto en una repetición media.

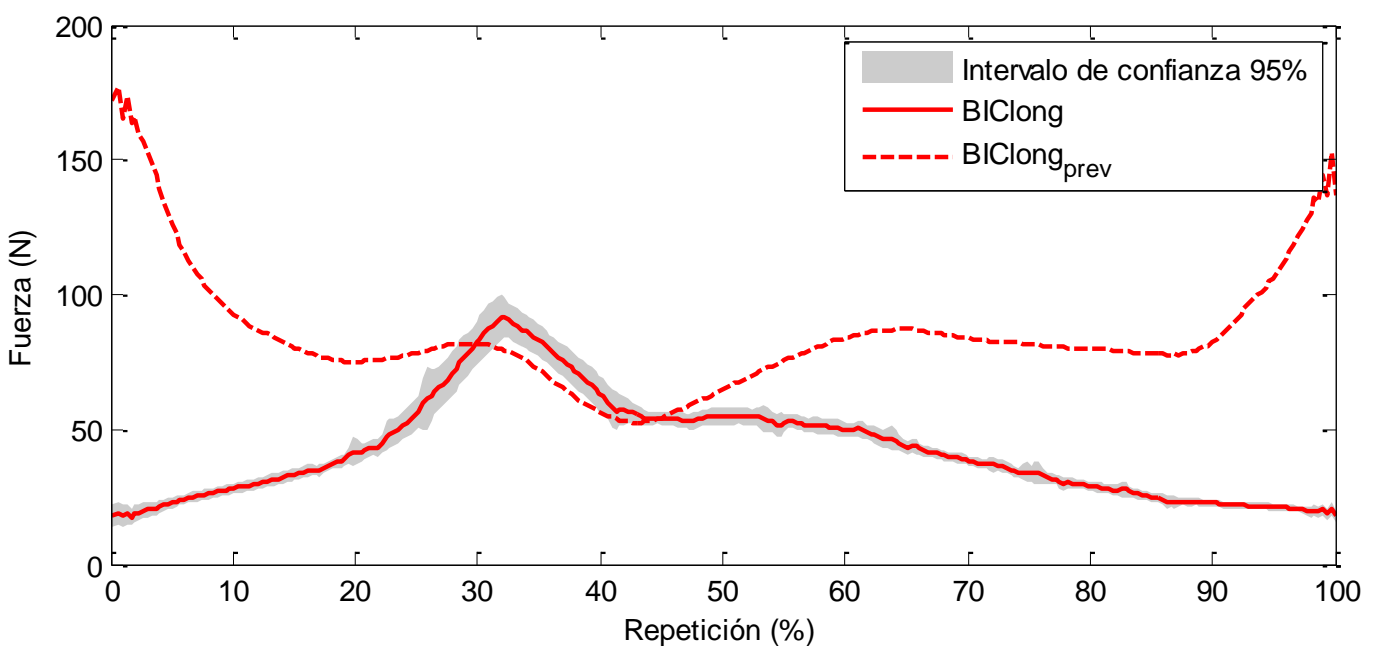


Figura 27. Fuerza muscular realizada por el bíceps largo en una repetición media.

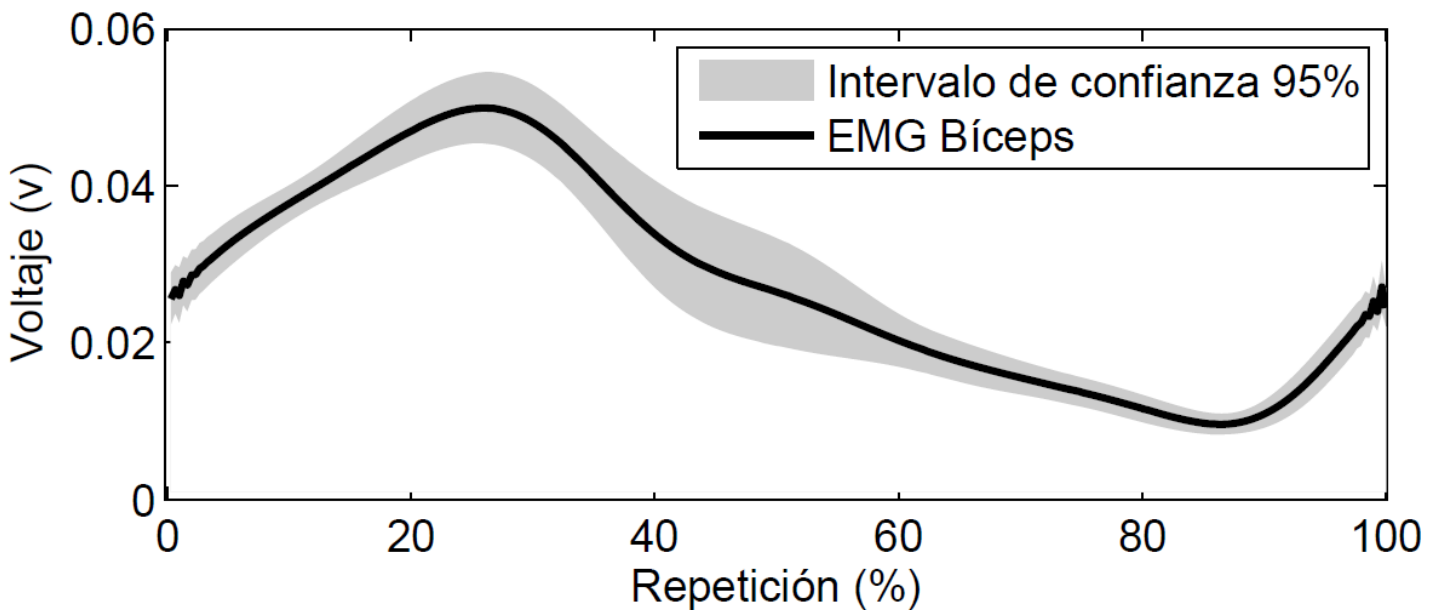


Figura 28. Resultados de EMG del bíceps para una repetición media.

En los resultados previos, la forma descrita por las curvas de fuerzas es opuesta a los resultados actuales. En la línea que dibujan las nuevas fuerzas, el comienzo es de poco valor y va creciendo hasta un 30-35% de la repetición, para luego volver a disminuir, al contrario que en la curva antigua, que comienza con valores altos que van decayendo y por último vuelve a crecer.

La forma descrita por la curva calculada en el presente proyecto para ambos músculos es muy similar a la dada por la EMG, la cual, siguiendo la misma pauta, crece hasta un 25-30% de la repetición para luego decrecer. Los porcentajes en este caso son ligeramente menores, lo cual concuerda con el previsto retraso entre la excitación y la realización de la fuerza relativa a esa excitación.

4.2.2. TRÍCEPS

De forma análoga, para el grupo muscular del tríceps se tienen las fuerzas para el nuevo criterio así como los resultados previos para mínima fatiga en las figuras 29 (tríceps medio), 30 (tríceps lateral) y 31 (tríceps largo). Además, se tiene la gráfica de EMG del tríceps para una repetición media, representada en la figura 32.

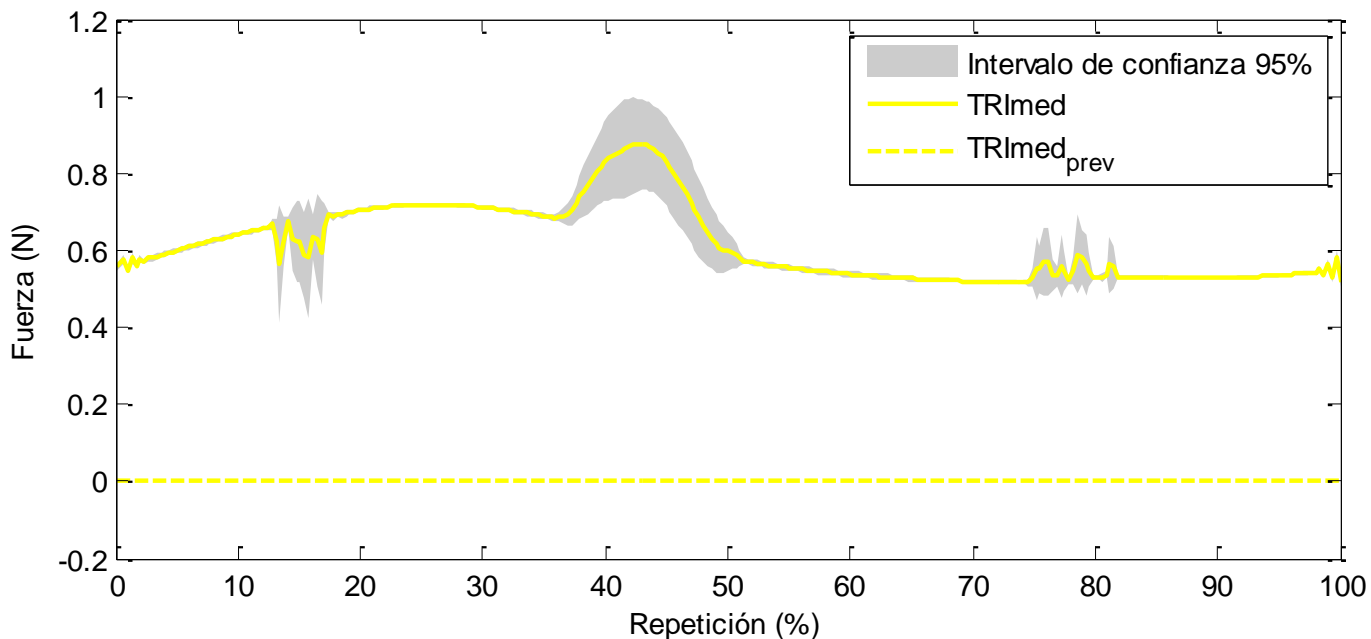


Figura 29. Fuerza muscular realizada por el tríceps medio en una repetición media.

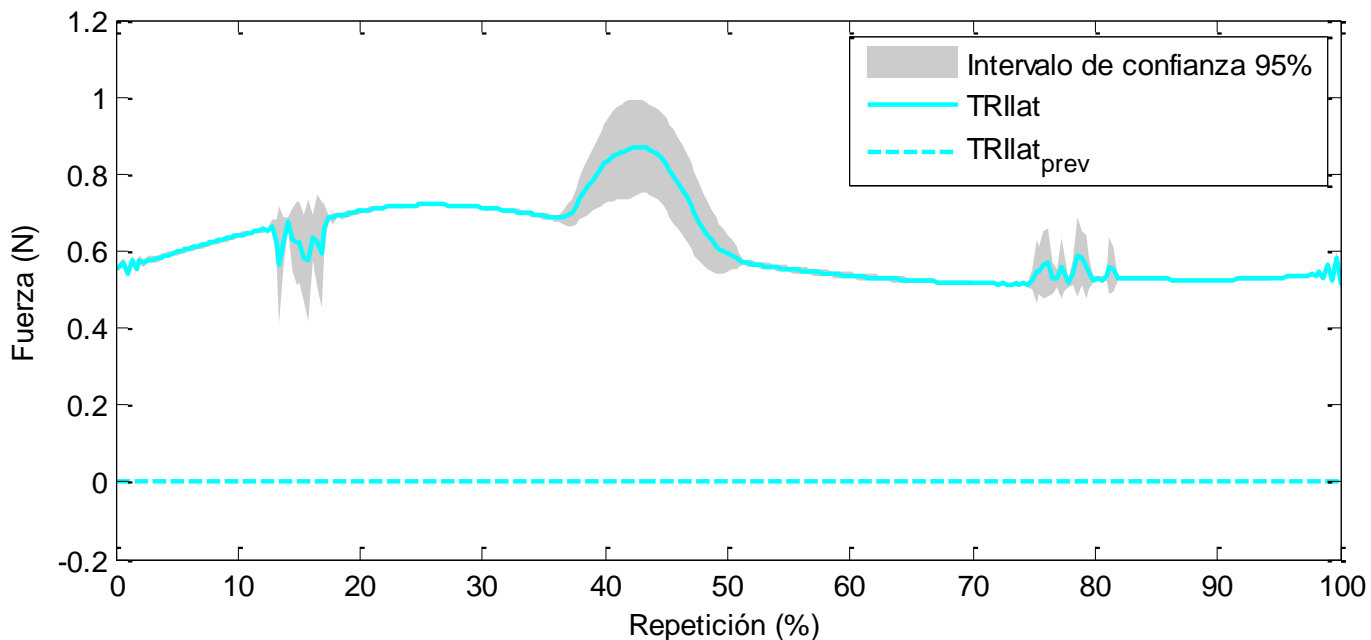


Figura 30. Fuerza muscular realizada por el tríceps lateral en una repetición media.

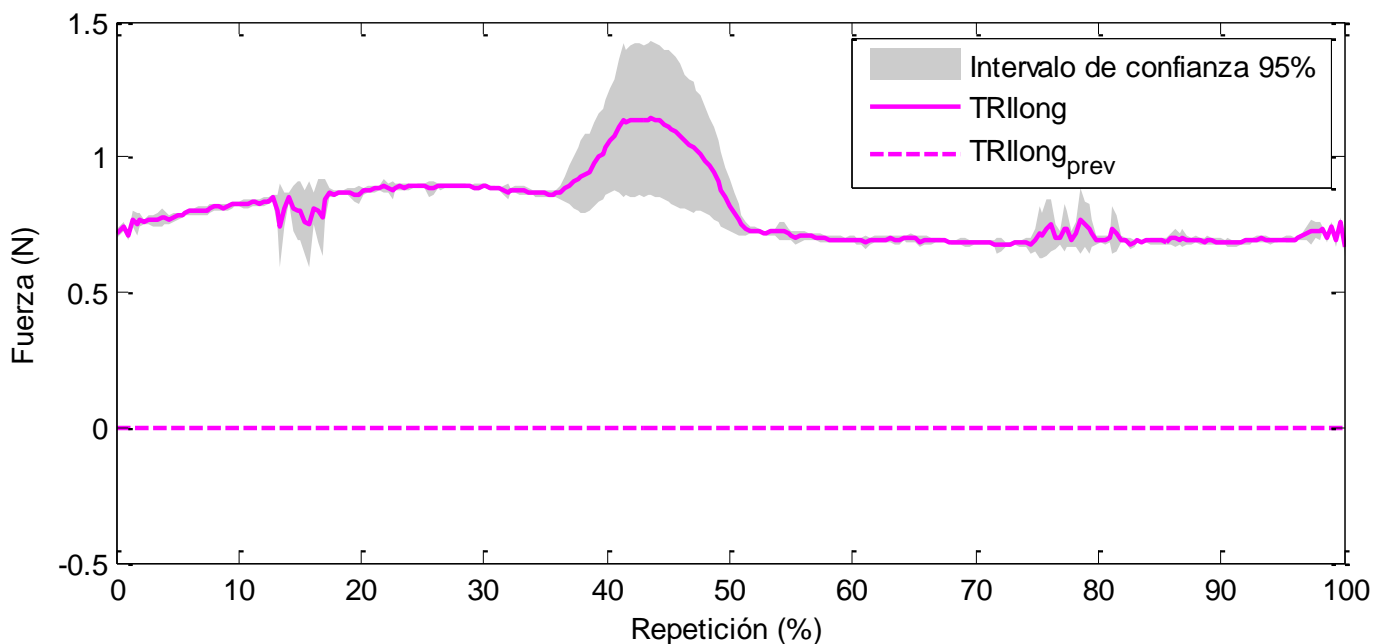


Figura 31. Fuerza muscular realizada por el tríceps largo en una repetición media.

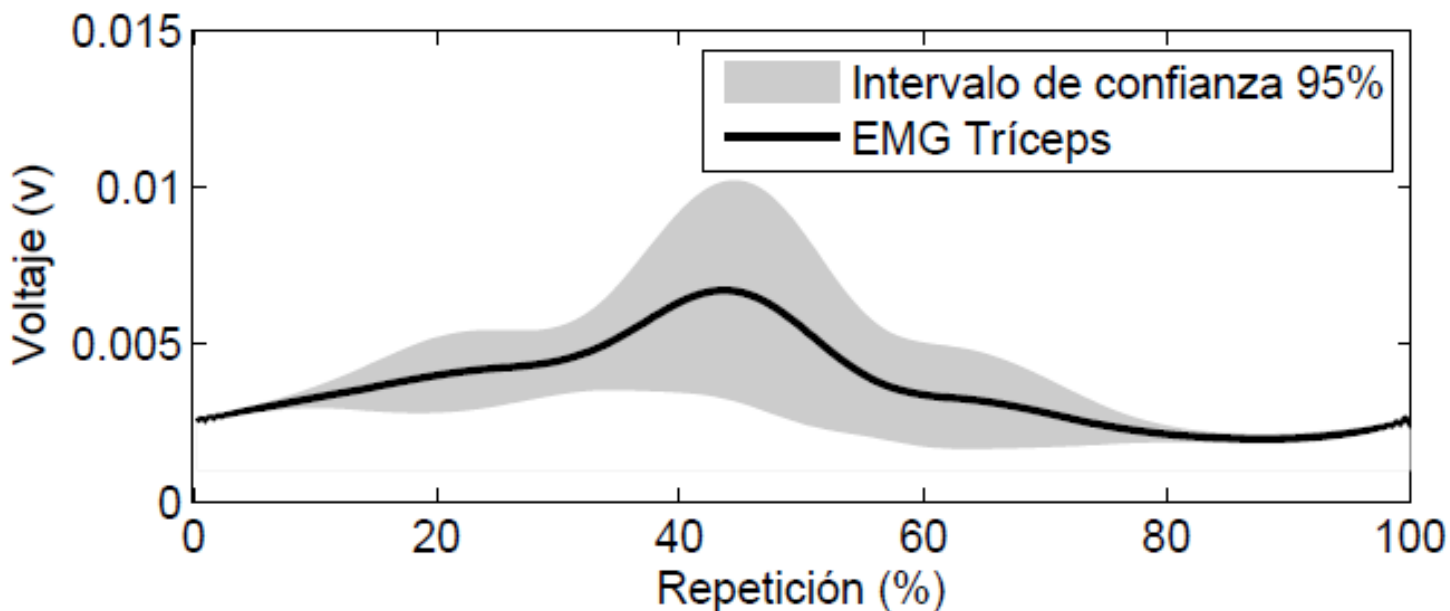


Figura 32. Resultados de EMG del tríceps para una repetición media.

Como puede observarse en las gráficas de las distintas porciones del tríceps, la forma descrita para el nuevo criterio es siempre la misma: una primera fase desde 0% a 35% de la repetición que tiene una forma convexa y donde hay un ligero crecimiento de la fuerza; una segunda parte donde se produce un pico suavizado entre un 35% y un 50% de la repetición, y una última fase donde la fuerza se mantiene aproximadamente constante con una ligera forma cóncava. Sin embargo, los resultados del proyecto previo, son totalmente nulos para el grupo muscular tríceps.

De nuevo, como en el caso del bíceps, la forma general de la EMG del tríceps, coinciden con la línea descrita por las fuerzas resultantes de la optimización.

4.2.3. BRAQUIAL Y BRAQUIORRADIAL

Como ya se ha comentado, no se dispone de gráficas de EMG para los músculos braquial y braquiorradial, pero atendiendo a las representaciones de sus respectivas fuerzas (figuras 33 y 34) pueden sacarse algunas conclusiones.

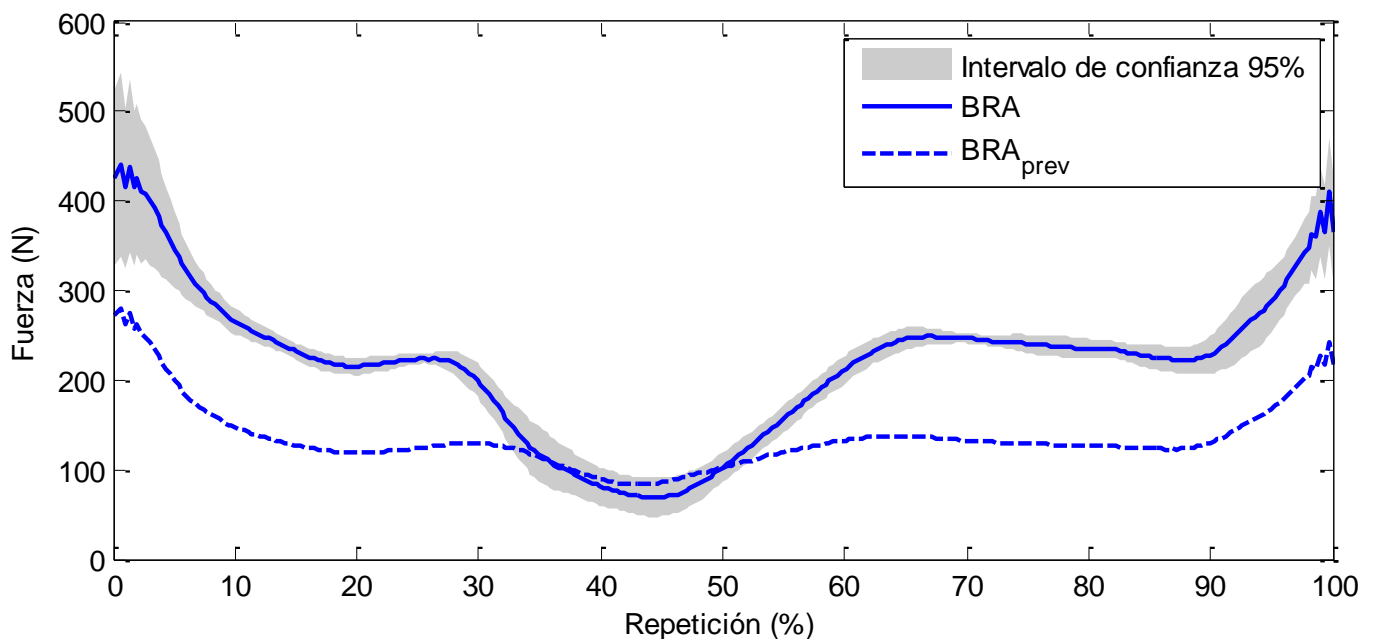


Figura 33. Fuerza muscular realizada por el braquial en una repetición media.

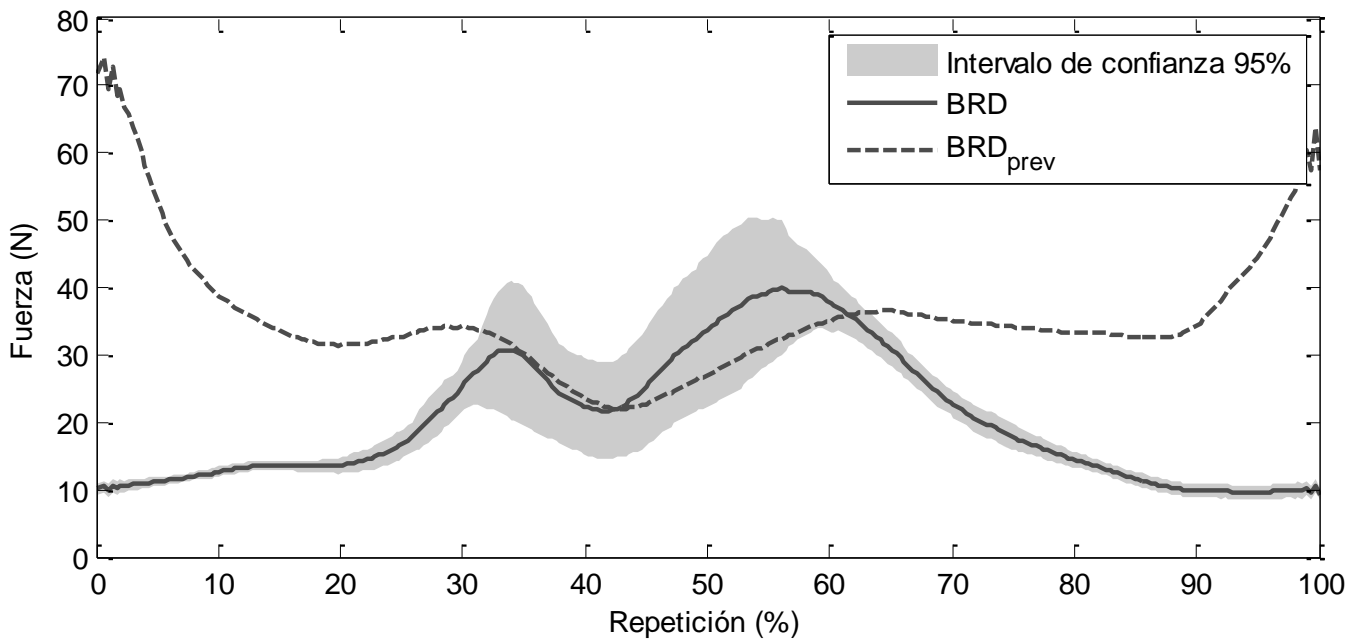


Figura 34. Fuerza muscular realizada por el braquiorradial en una repetición media.

El músculo braquial, en el comienzo y final de la repetición, toma valores de fuerza altos, mientras que en la parte intermedia cae a valores más bajos. La razón de ello probablemente sea que el músculo braquial tiene un mayor brazo de momento cuando el brazo está en extensión completa, por lo que la realización de la fuerza necesaria para generar el par suficiente en esta fase de la repetición recae sobre este músculo.

El braquiorradial, en cambio, sigue una curva similar a las porciones del bíceps en cuanto a que empieza y termina la repetición en valores bajos y tiene picos en la fase intermedia de la repetición. En principio, esto podría pensarse que es un error ya que este músculo tiene un brazo de momento similar al braquial en la fase inicial, pero se debe tener en cuenta que la fuerza isométrica máxima del BRA es casi cuatro veces la máxima del BRD (987,3 N frente a 261,3 N).

CAPÍTULO V

CONCLUSIONES

5. CONCLUSIONES Y APLICACIONES FUTURAS

En el presente proyecto se ha continuado con el modelo muscular previamente diseñado a partir de la captura del movimiento de flexión del brazo de forma experimental, calculando el par que se ha de vencer y aplicando una optimización estática simple para hallar las fuerzas musculares necesarias para obtener dicho par, minimizando diferentes funciones objetivo.

Teniendo esto como base, se han aplicado al modelo las restricciones impuestas por la dinámica muscular. Debido a la dinámica de excitación-activación, la respuesta del músculo a la excitación no es instantánea, como se apreciaba en la figura 17, donde se ve que, mientras el CNS envía una señal escalón instantánea, la activación crece de forma progresiva hasta alcanzar el mismo nivel. Si a esto se añade el hecho de que la fuerza muscular, además de depender de la activación, varía en función de la longitud y velocidad de alargamiento/acortamiento del músculo, se comprueba que los límites fisiológicamente posibles de fuerza varían en cada instante.

En las pruebas de medición realizadas, se ha realizado la flexión del codo añadiendo una pesa en la mano de tan sólo 2 Kg, por lo que la sollicitación de fuerza nunca ha sobrepasado el máximo permitido por la dinámica muscular. Aún así, los resultados se ven afectados por el cambio introducido por la dinámica muscular, probablemente debido a que aunque no se alcancen las fuerzas máximas, se penaliza la cercanía a éstas.

Teniendo en cuenta que la forma que describen las fuerzas realizadas por bíceps y tríceps tienen cierta similitud con la que descrita por la EMG correspondiente a cada caso, puede asumirse que los resultados son bastante fiables.

Observando las gráficas de resultados se aprecia que, en el comienzo de la repetición, la fuerza necesaria para vencer el par recae mayormente sobre el braquial, y a medida que se llega a la zona intermedia de la repetición, comienzan a trabajar más el bíceps y el braquiorradial permitiendo que el braquial se relaje de forma notoria, aunque sigue siendo el que más fuerza realiza. El músculo braquial es el de mayor brazo de momento en el instante de comienzo de la repetición (sobre todo en comparación con el bíceps), y

tiene una fuerza isométrica máxima que es casi cuatro veces la del braquiorradial y superior también a la de las porciones del bíceps. Por todo esto, parece correcto pensar que los resultados sean cercanos a la realidad.

La función del tríceps en la flexión del codo, es únicamente la de aportar estabilidad a la articulación en el movimiento, por lo que deberían de tener una cierta activación pero bastante pequeña, sólo la suficiente rigidizar la zona. Las gráficas muestran una cierta fuerza realizada por las tres porciones del tríceps, aunque realmente pequeña, cuya forma se asemeja bastante a la descrita por su correspondiente EMG.

Es complicado discernir el grado de similitud que puede haber entre los valores de fuerza obtenidos para cada músculo y las fuerzas desarrolladas por el brazo humano del sujeto de pruebas, pero lo que sí se puede apreciar es que la tendencia de las excitaciones nerviosas medidas experimentalmente se aproxima a la de las curvas descritas por las fuerzas.

En definitiva, el objetivo de este proyecto es seguir progresando en el modelo muscular del brazo humano para, más adelante, dotar al Laboratorio de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Coruña de un modelo muscular completo del cuerpo humano. En este proyecto, se han implementado las restricciones que impone la dinámica interna de los músculos, consiguiendo de esta forma resultados fisiológicamente posibles para las fuerzas de los músculos del brazo, pero hay que continuar ampliando y evolucionando el modelo.

El siguiente paso podría ser el cálculo de las fuerzas musculares mediante la dinámica directa, tomando como variable de diseño las excitaciones en cada instante y realizando criterios de optimización que comprendiesen la simulación completa y obtuviesen las excitaciones óptimas como resultado. Es decir, en este proyecto la optimización se realiza para cada instante, pero en el caso de la aplicación de la dinámica directa sería de forma que el criterio afectase a toda la simulación, minimizando el gasto energético total o la fuerza media empleada a lo largo de la simulación, por ejemplo.

Actualmente, existen ciertos estudios que modelan el conjunto del hombro y el omóplato para simular adecuadamente cualquier movimiento del brazo, mediante un análisis cinemático complejo que estima la posición del centro de rotación del conjunto en cada instante. Si se completa el modelo realizado con

la parte correspondiente al hombro, sería posible determinar los esfuerzos musculares de todo el brazo. Incluso se podrían añadir al modelo los músculos que participan en el movimiento de la mano, completando entonces el análisis del brazo. De esta forma sería posible estudiar los esfuerzos realizados por el brazo durante la marcha con muletas de personas lesionadas, permitiendo realizar un estudio más detallado de la marcha de dichas personas para el posterior diseño de órtesis activas.

Añadiendo el modelo completo del brazo a los ya existentes del tren inferior, es posible obtener modelos que permitan estudiar cualquier movimiento humano y determinar las fuerzas musculares que implican. De esta manera, se podrían realizar estudios para la mejora en cualquier faceta deportiva, planes de rehabilitación mucho más precisos y mejorados que permitan administrar los esfuerzos en cada fase de recuperación, etc.

Por otro lado, es posible tratar de diseñar órtesis que permitan realizar el movimiento de la flexión del brazo a personas con movilidad reducida o lesiones musculares que les impidan realizar el movimiento sin dolor.

CAPÍTULO VI

BIBLIOGRAFÍA

6. BIBLIOGRAFÍA

Libros

- Winter, D. A. Biomechanics and Motor Control of Human Movement. Wiley, 2009.
- Vaughan, C. L.; Davis, B. L. & O'Connor, J. C. Dynamics of Human Gait, 2nd Edition, Kiboho Publishers, 1999.
- García de Jalón, J. & Bayo, E. Kinematic and Dynamic Simulation of Multibody Systems: The Real-Time Challenge. Springer-Verlag, 1994.

Tesis doctorales

- Pàmies i Vilà, Rosa. Application of multibody dynamics techniques to the analysis of human gait. Universidad Politécnica de Cataluña, Departamento de Ingeniería Mecánica. (2012).
- Ye Ou. An analysis of optimization methods for identifying muscle forces in human gait. Universidad de Duisburg-Essen, Alemania. (2012).
- Tavares da Silva, Miguel Pedro. Human motion analysis using multibody dynamics and optimization tolos. Universidad Técnica de Lisboa, Instituto Superior Técnico. (2003).

Proyectos fin de Carrera

- Mosquera, Pablo. Cálculo de esfuerzos articulares en la marcha humana. Universidad de la Coruña. (2010).
- Rodríguez González, Antonio J. Estimación de esfuerzos musculares en el movimiento humano mediante técnicas de optimización. Universidad de la Coruña. (2015).

Artículos

- Terauds, Juris. *"Introduction to biomechanics cinematography and video as tools for the researcher and coach"*. California. (1983).
- Bonnechère B., Sholukha V., Moiseev F., Rooze M., Van Saint Jan S. *"From Kinect to anatomically-correct motion modeling: Preliminary results for human application"*. Bruselas. (2013).
- Hiniduma, Sahan S., Gamge, Udagama, Lasenby, Joan, *"New least squares solutions for estimating the average centre of rotation and the axis of rotation"*. Cambridge. (2001) J. Biomechanics, Vol 35, pp 87-93. (2002).
- Söderkvist, Inge. Wedin, Per-Åke. *"Determining the movements of the skeleton using well-configured markers"*. Umeå, Suecia. (1993) J. Biomechanics, Vol 26, No 12, pp 1473-1477. (1993).
- Wham, Robert Matthew, *"Three-Dimensional Kinematic Analysis Using the Xbox Kinect"* (2012). University of Tennessee Honors.
- Holzbaur, Katherine R.S., Murray, Wendy M., Delp, Scott L. *"A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control"*. Stanford, California (2004). Annals of Biomedical Engineering.
- Delp S.L., Anderson F.C., Arnold A.S., Loan P., Habib A., John C.T., Guendelman E., Thelen D.G. *"OpenSim: Open-source Software to Create and Analyze Dynamic Simulations of Movement"*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering (2007).

Recursos web

- Kwon3D: <http://www.kwon3d.com/>
- BodyParts3D: <http://lifesciencedb.jp/bp3d/>

ANEXO

ANEXO

A.1. RESULTADOS DEL CRITERIO LINEAL

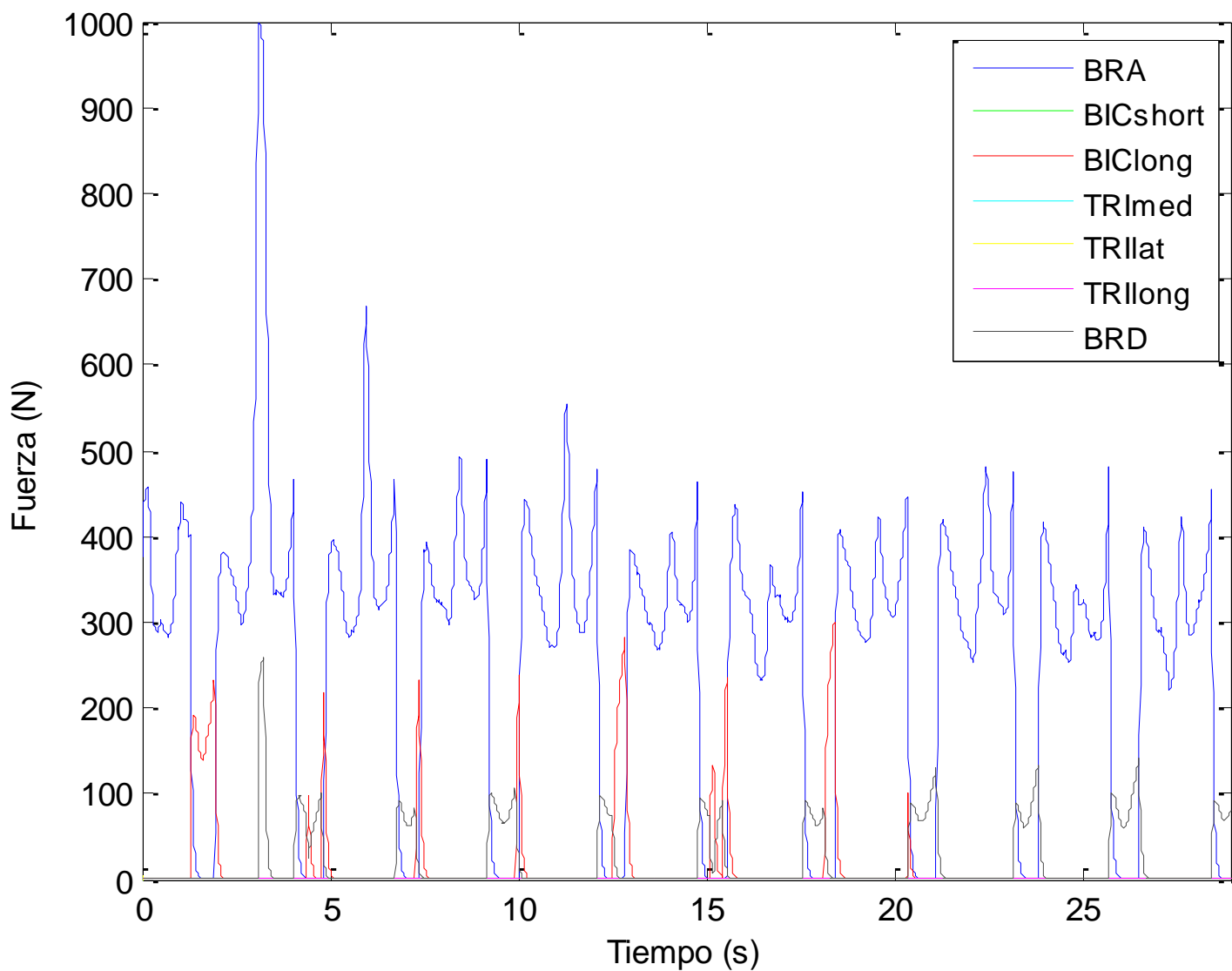


Figura de Anexo 1. Reparto de fuerzas musculares durante la serie de repeticiones capturadas.

A.2. RESULTADOS DE LOS CRITERIOS POLINÓMICOS NO LINEALES

A.2.1. FACTOR DE PESO UNITARIO

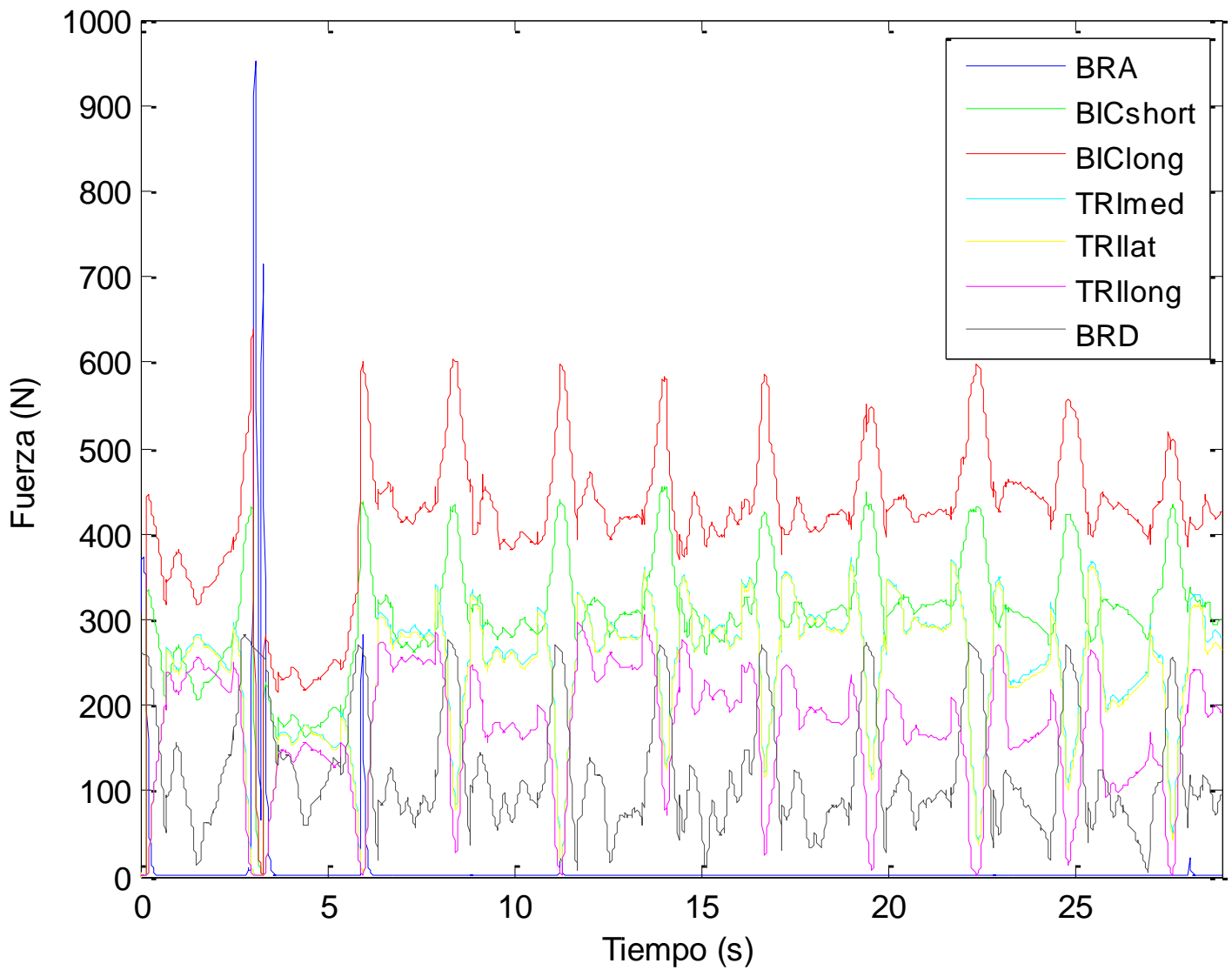


Figura de Anexo 2. Reparto de fuerzas musculares durante la serie de repeticiones capturadas.

A.2.2. FACTOR DE PESO FUERZA ISOMÉTRICA MÁXIMA

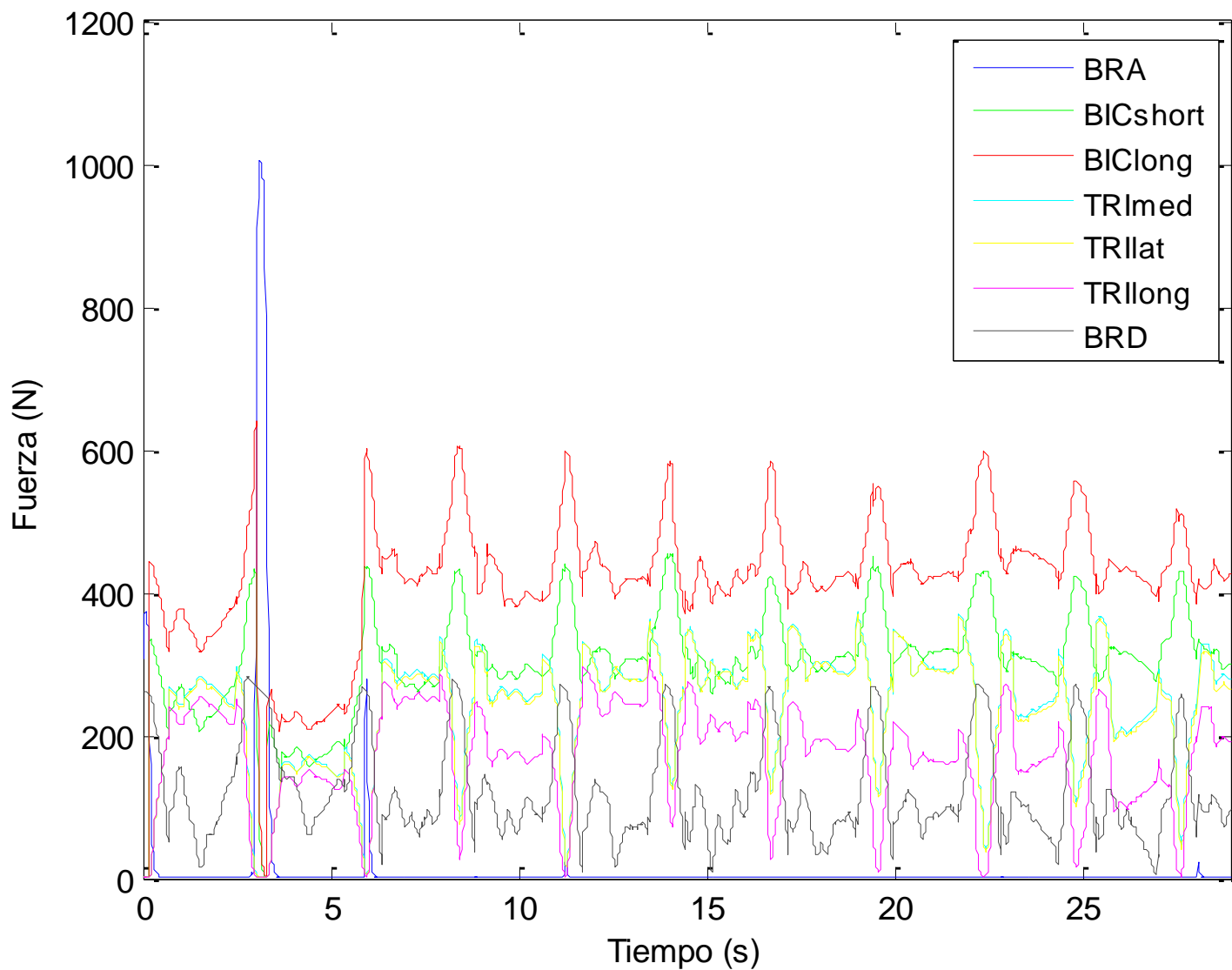


Figura de Anexo 3. Reparto de fuerzas musculares durante la serie de repeticiones capturadas.

A.2.3. FACTOR DE PESO SECCIÓN MUSCULAR

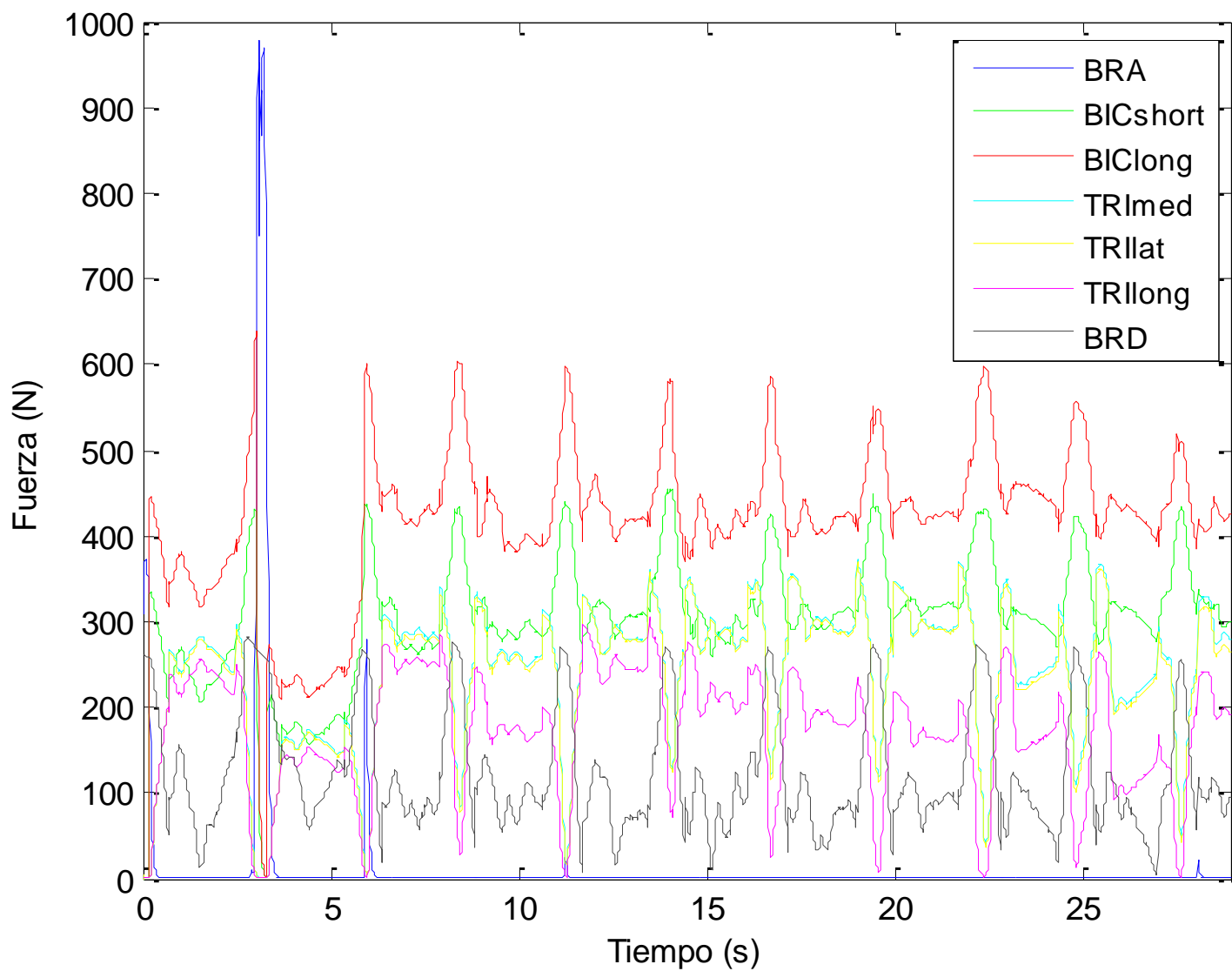


Figura de Anexo 4. Reparto de fuerzas musculares durante la serie de repeticiones capturadas.

A.3. RESULTADOS DEL CRITERIO MIN/MAX

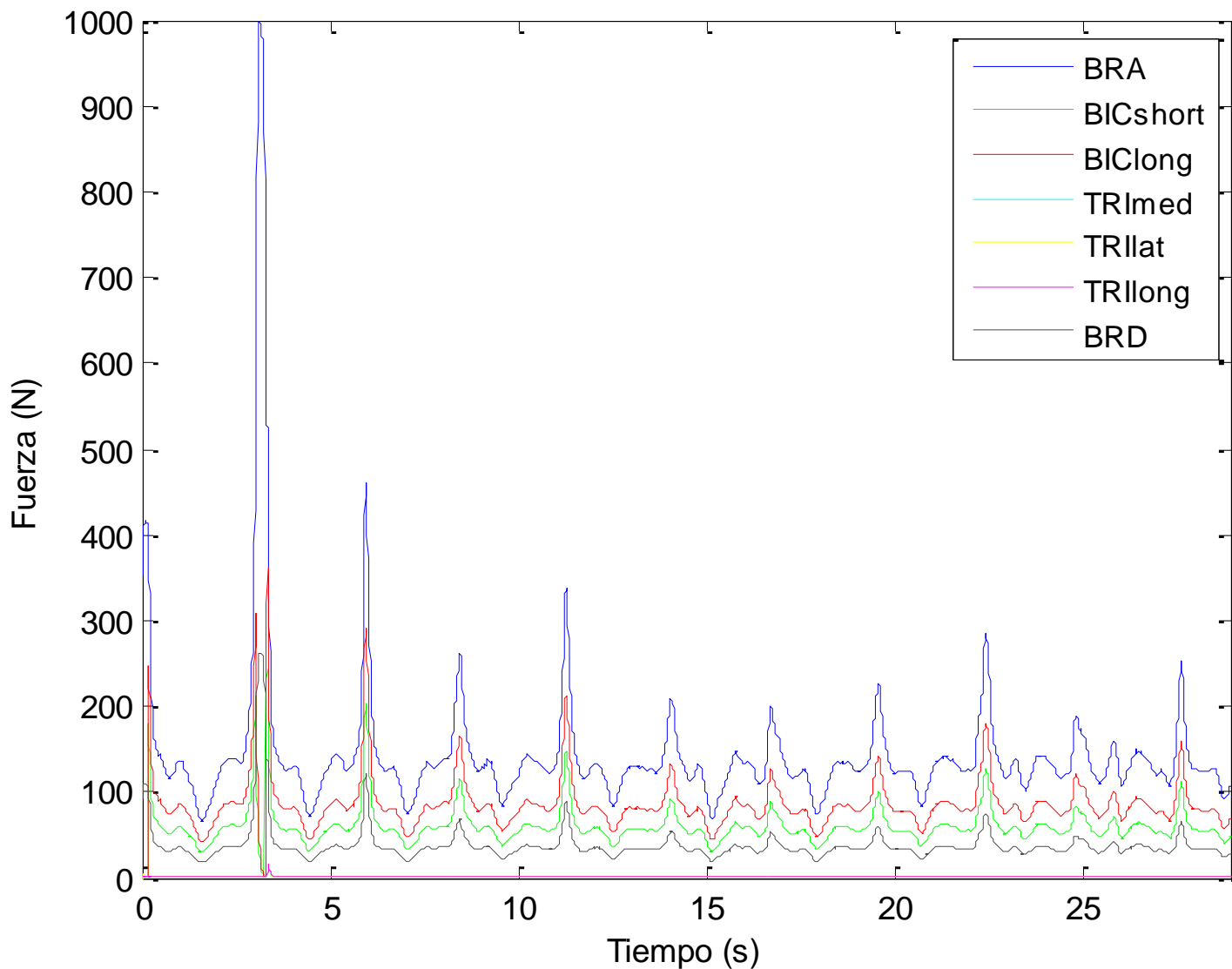


Figura de Anexo 5. Reparto de fuerzas musculares durante la serie de repeticiones capturadas.

A.4. RESULTADOS DEL CRITERIO DE MÍNIMA FATIGA

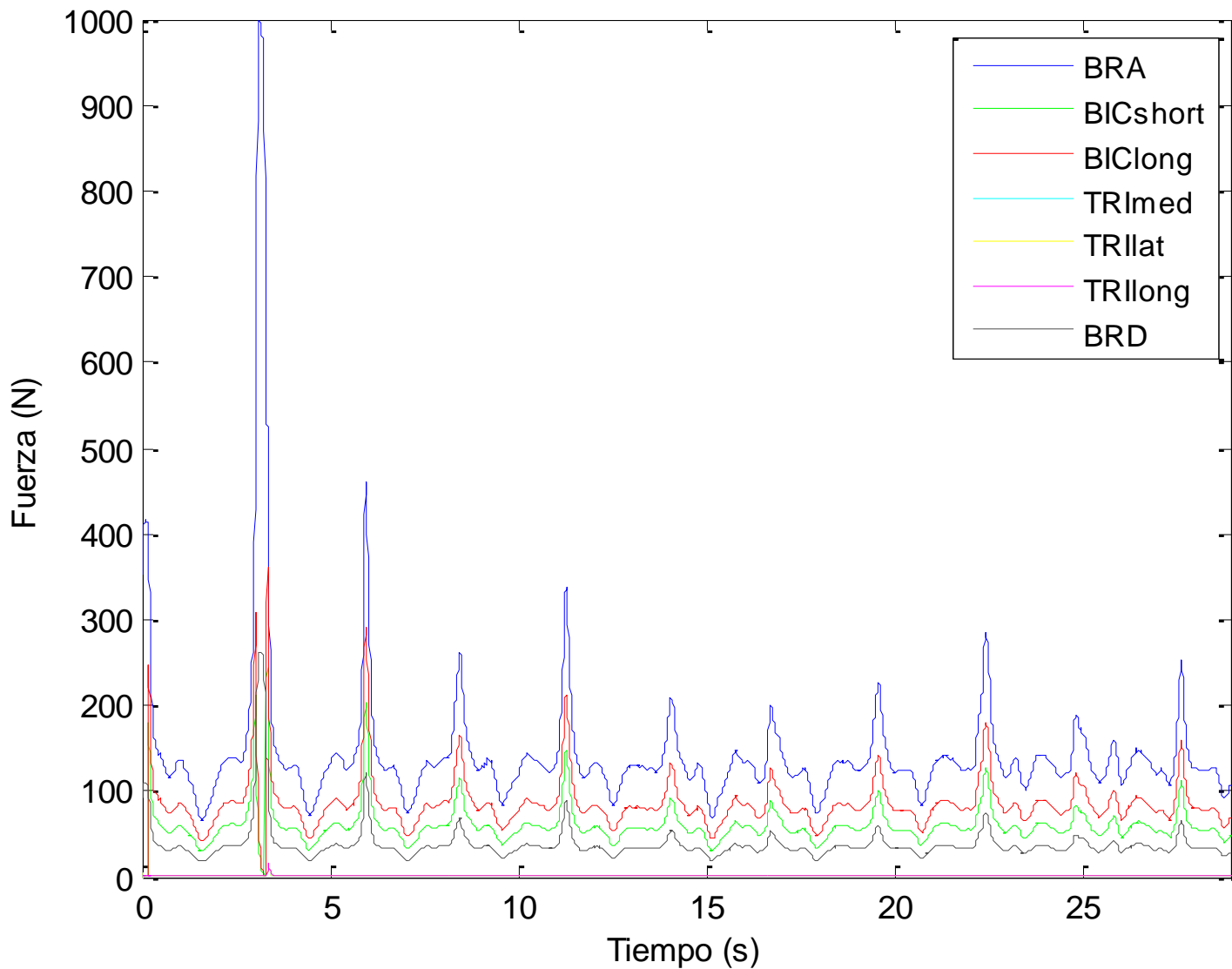


Figura de Anexo 6. Reparto de fuerzas musculares durante la serie de repeticiones capturadas.

A.5. RESULTADOS DEL CRITERIO POLINÓMICO AJUSTADO

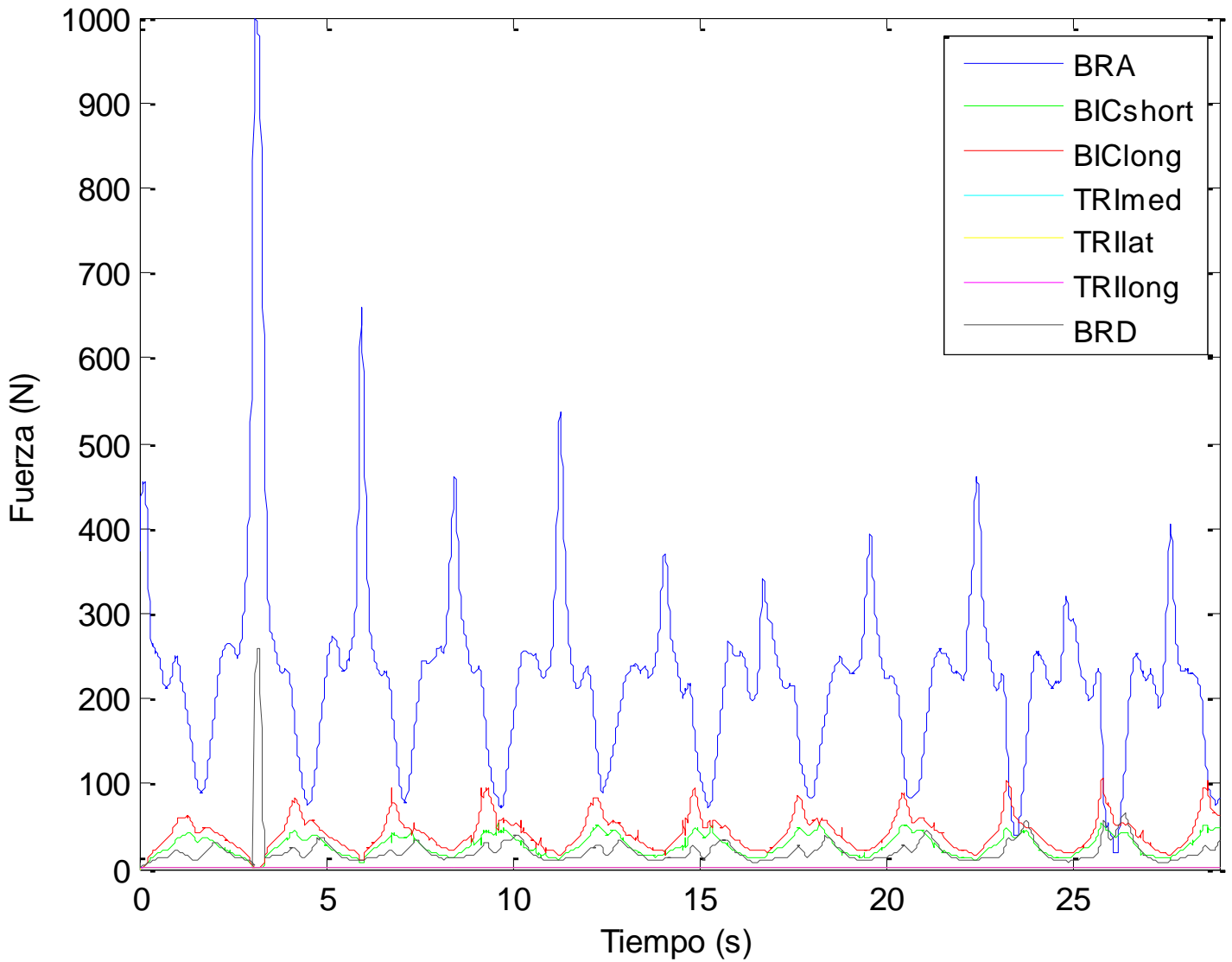


Figura de Anexo 7. Reparto de fuerzas musculares durante la serie de repeticiones capturadas.