



UNIVERSIDADE DA CORUÑA



Escola Politécnica Superior

Trabajo Fin de Grado

CURSO 2016/2017

*MEJORA EN LA ESTIMACIÓN DE FUERZAS
MUSCULARES MEDIANTE EL USO DE MEDIDAS DE
ELECTROMIOGRAFÍA (EMG)*

Grado en Ingeniería Mecánica

ALUMNO

Eduardo Andrés González Ruiz

TUTORES

Urbano Lugrís Armesto

Florian Guy Bernard Michaud

FECHA

SEPTIEMBRE 2017

Agradecimientos

En primer lugar, quisiera agradecer al director del Laboratorio de Ingeniería Mecánica, Javier Cuadrado, por haberme dado la oportunidad de realizar este apasionante e interesante proyecto.

Del mismo modo, agradezco la labor llevada a cabo por mis dos tutores, Urbano Lugrís y Florian Michaud. A Urbano, por haberme ayudado a pulir los detalles del trabajo, y a Florian, por haber trabajado codo a codo conmigo para que pudiera hacer el trabajo lo mejor posible. Gracias por haberme enseñado tanto.

Entrando a un tema más personal, quisiera agradecer a mi familia que está en Venezuela. Mis abuelos y tíos, porque a pesar de la distancia que existe entre ambos países, siempre los siento cerca. Habéis sido una gran motivación para mí.

A todos mis amigos, por los ánimos y alegrías que me brindan. Y a todos aquellos, que de una u otra forma me han apoyado en todo momento.

A Paula, por haber sido un gran apoyo durante toda esta etapa. Igualmente a toda su familia, por haberme hecho sentir como en una segunda casa.

Por último, pero no menos importante; te agradezco a ti por ser mi compañera de vida, por no haberme fallado nunca y que gracias a ti, hoy he conseguido esto. Gracias mamá.

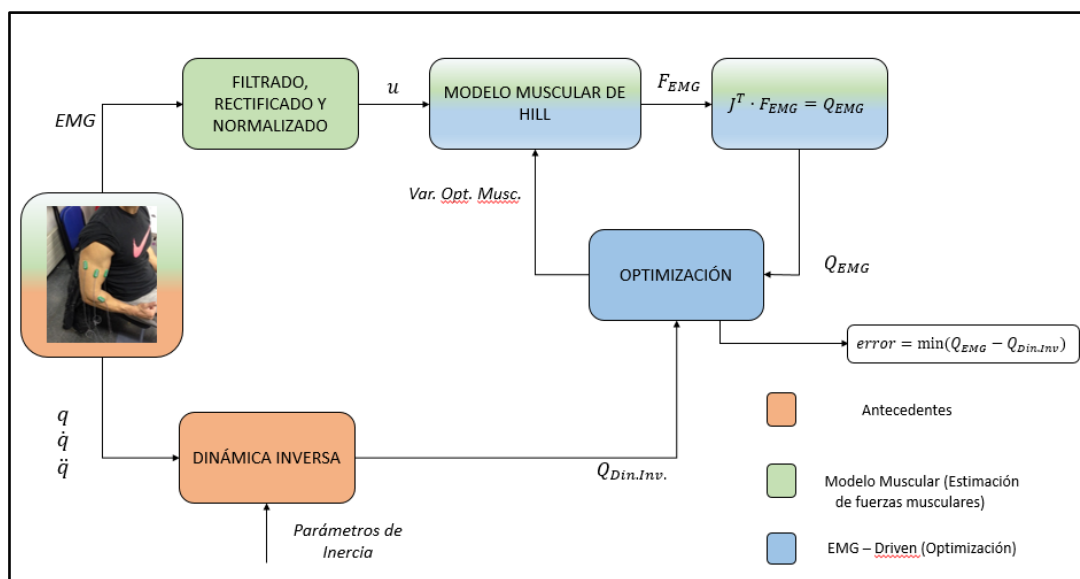
MEJORA EN LA ESTIMACIÓN DE FUERZAS MUSCULARES MEDIANTE EL USO DE MEDIDAS DE ELECTROMIOGRAFÍA (EMG)

Este proyecto tiene como objetivo principal ajustar a un individuo los parámetros de un modelo muscular definido previamente. Para conseguir esto, se tendrá que realizar un trabajo experimental para recolectar y tratar los datos necesarios. Este trabajo consistirá en adquirir señales mioeléctricas (EMG) y someterlas a un proceso de rectificación, normalización y filtrado, con la finalidad de minimizar el ruido generado por el proceso biológico de la activación muscular.

Por otro lado, se calcularán las fuerzas musculares generadas por aquellas señales mioeléctricas tratadas, utilizando el Modelo Muscular de Hill. A partir de dichas fuerzas musculares, será posible calcular el par mecánico realizado por las articulaciones, y que servirá para calibrar el modelo muscular.

Para ello, se utilizarán varios criterios de optimización obtenidos de diferentes autores, con la finalidad de minimizar el error existente entre el par obtenido a partir de las señales EMG y el par obtenido a partir de la dinámica inversa, y de esta forma poder determinar cuál criterio proporciona los parámetros musculares que mejor se aproximan al par muscular obtenido a partir de la dinámica inversa.

Destacar que todo el proceso de análisis realizado en el proyecto, se ha llevado a cabo en MATLAB



1 - Resumen global del trabajo realizado

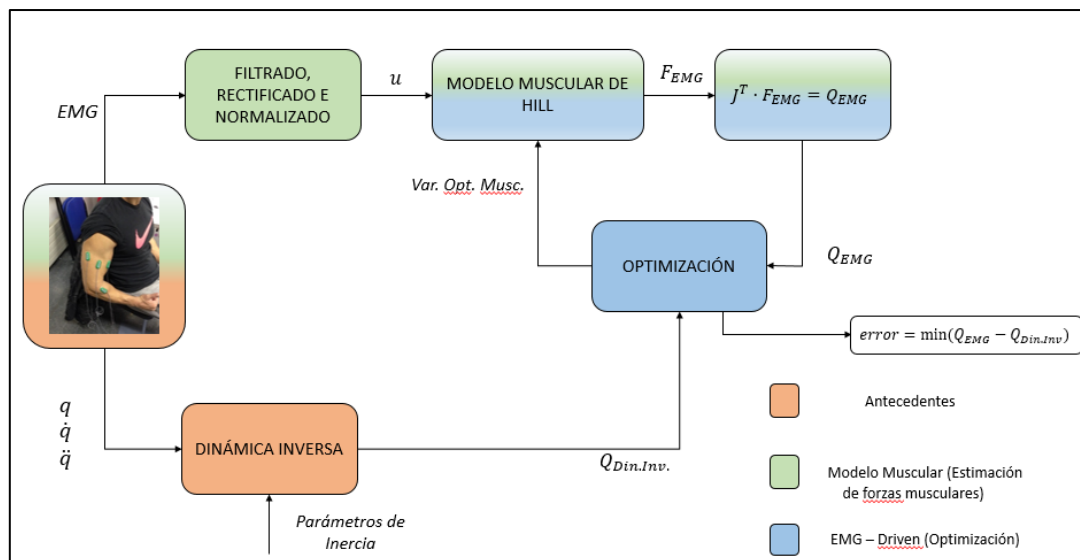
MELLORA DA ESTIMACIÓN DE FORZAS MUSCULARES O USO DE MEDIDAS DE EMG

Este proxecto ten como obxectivo principal axustar a un individuo os parámetros dun modelo muscular definido con anterioridade. Para acadar isto, será preciso realizar un traballo experimental para recoller e tratar os datos necesarios. En particular, esta tarefa consistirá en adquirir sinais mioeléctricas (EMG) e sometelas a un proceso de rectificación, normalización e filtrado, coa finalidade de minimizar o ruído xerado polo proceso biolóxico da activación muscular.

Por outro lado, calcularanse as forzas musculares xeradas por aqueles sinais mioeléctricas tratadas, empregando o Modelo Muscular de Hill. A partir de ditas forzas musculares, será posíbel calcular o par mecánico realizado polas articulacións, e que servirá para calibrar o modelo muscular.

Para iso, utilizaranse varios criterios de optimización obtidos de diferentes autores, coa finalidade de minimizar o erro existente entre o par obtido a partir das señais EMG e o par obtido a partir da dinámica inversa, e, desta forma, poder determinar que criterio proporciona os parámetros musculares que mellor se aproximan ao par muscular obtido a partir da dinámica inversa.

Cabe destacar que todo o proceso de análise realizado no proxecto, levouse a cabo empregando o software MATLAB.



2 – Resumo global do traballo realizado

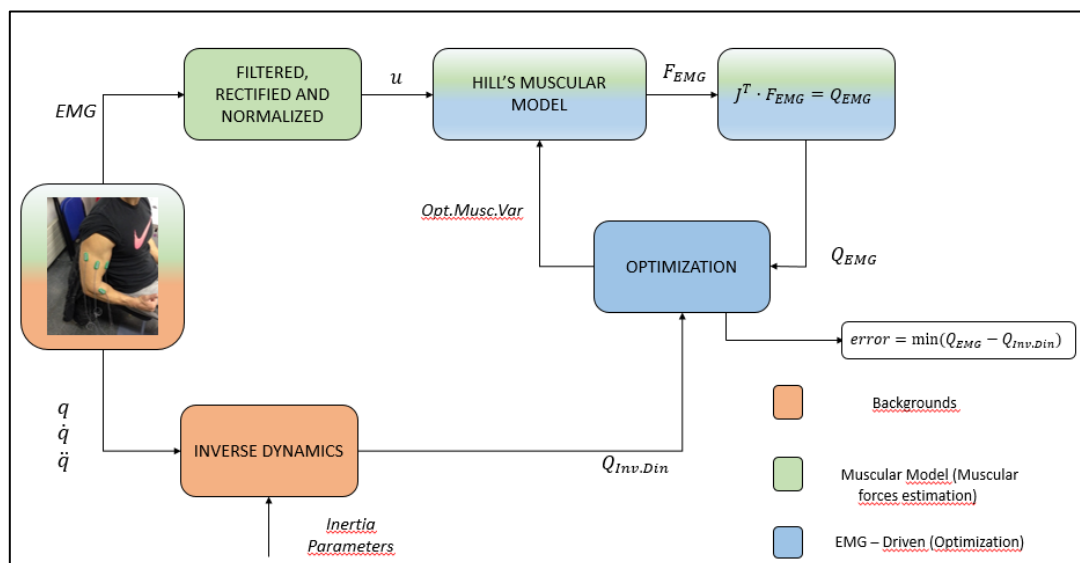
IMPROVING MUSCULAR FORCES ESTIMATION BY USING ELECTROMYOGRAPHY MEASUREMENTS (EMG)

This project has the main purpose of matching to an individual the parameters of a predefined muscle model. For this purpose, it will be necessary to realize an experimental work so as to gather and treat all the necessary data. According to this, the present project consists in acquiring myoelectric signal (EMG) in order to carry out a rectification, normalization and filtering process, so as to minimize the noise generated regarding the biological process, from the muscular activation.

On the other hand, muscular forces generated by treated myoelectric signals will be calculated according to the Hill's Muscular Model. Once the muscular forces are estimated, it will be possible to calculate the mechanical torque, which is necessary to calibrate the muscular model.

As result of this, different optimization approaches suggested by some authors will be used, in order to minimize the existing error between the torque obtained from the EMG signals and the torque obtained from the inverse dynamics. Therefore, it will be possible to establish which criterion provides the muscular parameters that best fit the muscular torque from the inverse dynamics.

It is important to note that, all the analysis process realized in this project has been accomplished with MATLAB.



Índice

1. Introducción	15
1.1 Antecedentes	15
1.2 Estado del arte.....	17
1.3 Alcance y objetivos.....	20
2. Metodología	23
2.1 Captura de movimiento.....	23
2.1.1 Cámaras.....	23
2.1.2 Marcadores	24
2.2 Modelo esquelético.....	25
2.2.1 Parámetros del modelo	28
2.2.2 Dinámica inversa	29
2.3 Modelo Muscular	33
2.3.1 Componentes del músculo.....	33
2.3.2 Modelo de Hill	34
2.3.3 Músculos implicados	42
2.4 EMG y modelos EMG – Driven	44
2.4.1 Fundamentos teóricos.....	44
2.4.2 Medición de EMG.....	46
2.4.3 Tratamiento de señales de EMG	47
2.4.4 Cálculo de fuerzas musculares a partir de la EMG	48
2.4.5 Cálculo del par muscular realizado por el brazo	50
2.4.6 Calibración del modelo con optimización	50
3. Experimento y resultados	57
3.1 Movimiento estudiado	57
3.2 Resultados	58
4. Conclusiones y trabajos futuros	63
5. Bibliografía	65
6. Anexo	69

CAPÍTULO I

INTRODUCCIÓN

1. Introducción

1.1 Antecedentes

La calidad de vida de las personas es un objetivo buscado por todos. Cada día surgen nuevos avances y nuevas tecnologías, capaces de facilitar el día a día de las personas y que además permiten llevar a cabo acciones que antes eran impensables o demasiado complejas.

Es aquí donde la biomecánica toma un rol muy importante. La biomecánica permite que médicos e ingenieros trabajen de manera conjunta para así, poder ofrecer un adecuado tratamiento de lesiones y otros cuidados. Para conseguir esto, se basan en el estudio del movimiento humano utilizando sistemas multicuerpo, los cuales permiten obtener valiosa información como es el caso de los esfuerzos realizados por los músculos o anomalías en el movimiento de personas con lesiones musculares o articulares. Todos estos datos permiten, por ejemplo, desarrollar órtesis activas que faciliten y ayuden a las personas a realizar movimientos limitados por sus posibles lesiones.

En el presente proyecto se busca ajustar lo mejor posible los parámetros musculares del modelo muscular con el fin de calibrar el modelo al sujeto estudiado. Para llegar a dichos resultados, se recurrirá a proyectos anteriores en los cuales fue desarrollado un modelo músculo-esquelético del brazo, el cual será aprovechado para el presente trabajo.

En los proyectos anteriores, se determinaba el reparto de las fuerzas musculares (empleando diferentes criterios de optimización) que tenían que cumplir los pares articulares calculados con dinámica inversa. Se usaron los valores por defecto de los parámetros musculares.

Este proyecto propone usar las señales de activación muscular (medidas con electromiografía (EMG)) para obtener las fuerzas musculares que producirán los pares articulares correspondiente. Se calibrarán los parámetros de los músculos vía optimización, intentando reducir al máximo el error entre el par calculado con dinámica inversa y el calculado desde las medidas EMG. Técnica llamada **EMG driven** (“conducida por EMG”) que se puede usar también para aplicar electro-estimulación a los músculos y de esta forma predecir el par producido por los músculos.

De manera esquemática y resumida, se puede diferenciar lo que se ha hecho hasta ahora (Figura 1) con lo que se ha realizado en el presente proyecto (Figura 2):

- Antes



Figura 1 - Esquema del trabajo llevado a cabo en proyectos anteriores

- Ahora¹

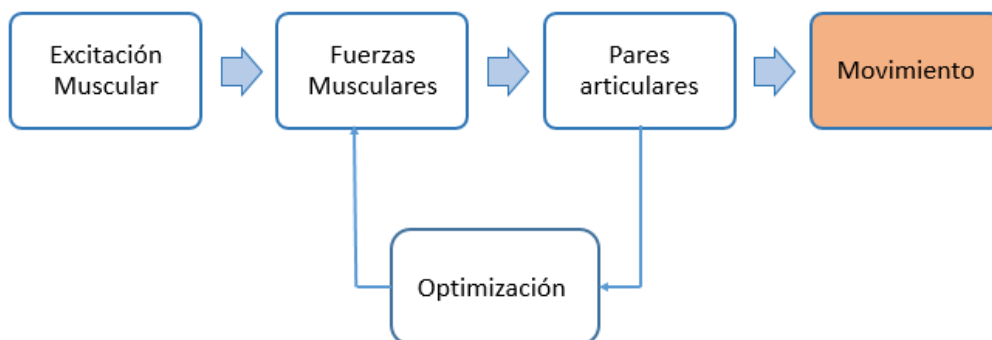


Figura 2 - Esquema del trabajo llevado a cabo en el proyecto actual

Por otra parte, en proyectos anteriores fue realizado el cálculo de la activación muscular y de la excitación muscular a partir de la dinámica inversa, empleando diferentes métodos de optimización. Estos resultados, serán puestos en comparación con la señales mioeléctricas (EMG) registradas; tras ser previamente rectificadas, normalizadas y filtradas para su respectiva validación. (Ver Anexo 1)

El Laboratorio de Ingeniería Mecánica (LIM), de la Universidad de la Coruña, trabaja en el desarrollo de prototipos de ortesis activas para facilitar la marcha de lesionados medulares, y en métodos de análisis y predicción del movimiento de marcha que puedan servir de ayuda al diseño de ortesis y a la adaptación del paciente. Este proyecto está integrado en esta investigación.

Actualmente, existen diferentes programas que tratan el análisis y la predicción del movimiento tales como: OpenSim, SIMM, Anybody o Kwon3D. Sin embargo, la mayoría de estos programas son comerciales. Por lo tanto, con el fin de tener total control de sus aplicaciones y modelos, el LIM desarrolló su propio modelo para el estudio biomecánico.

Antes de aplicar estos nuevos métodos a su modelo de cuerpo entero, se ensayaron y se validaran primero a un modelo dinámico de brazo desarrollado en los proyectos anteriores. El motivo por el cual se realiza un modelo dinámico de un brazo, es debido a que el brazo constituye un sistema mecánico más simple para empezar un estudio nuevo.

¹ Este proyecto abarcará hasta el estado del cálculo de los pares articulares, debido a que la determinación del movimiento requiere resolver un problema de dinámica directa con control que podría por sí solo, constituir otro trabajo de fin de grado.

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 3).

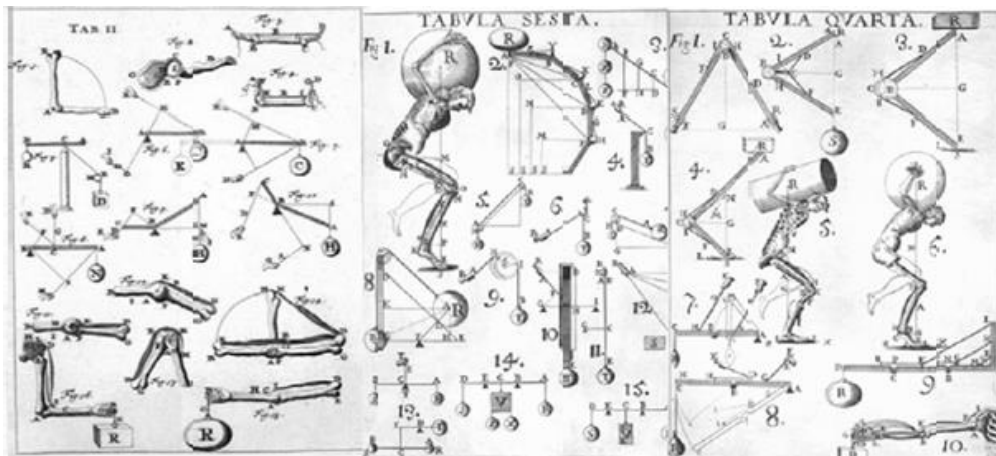


Figura 3 - Ilustración de "Di Mutu Animalium", de Borelli (1680)

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; Nikraves, 1988; Roberson y Schwertassek, 1988; Shabana, 1994). Los primeros análisis se realizaban a partir de secuencias de movimiento fotografiadas (Figura 4(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 4(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.

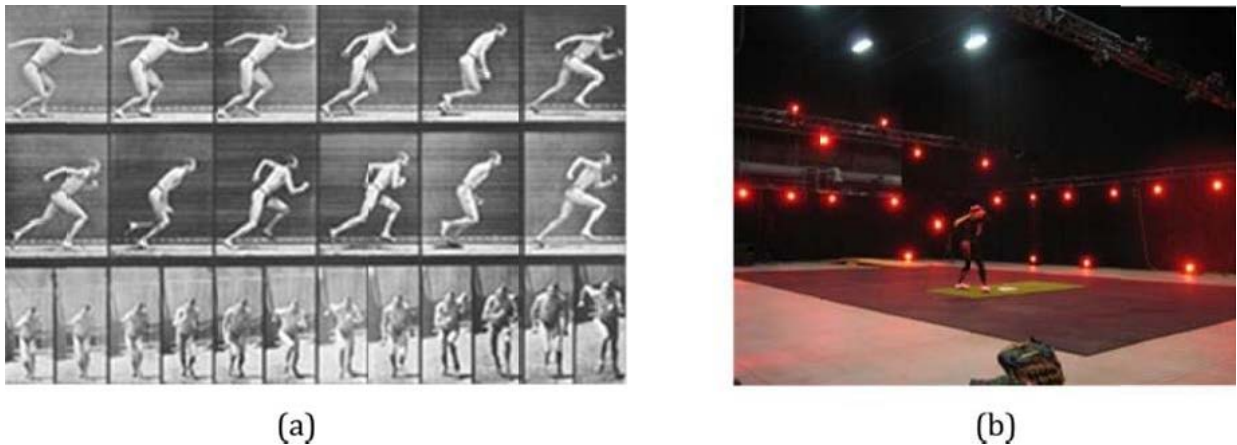


Figura 4 - Evolución de los métodos de captura. (a) Secuencia fotográfica para analizar el movimiento humano (xsens.com). (b) Imagen de una sala de captura actual de cámaras infrarrojas (bestperformancegroup.com)

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 5(a)) o si el objetivo del análisis es un movimiento más general (Figura 5(b)).

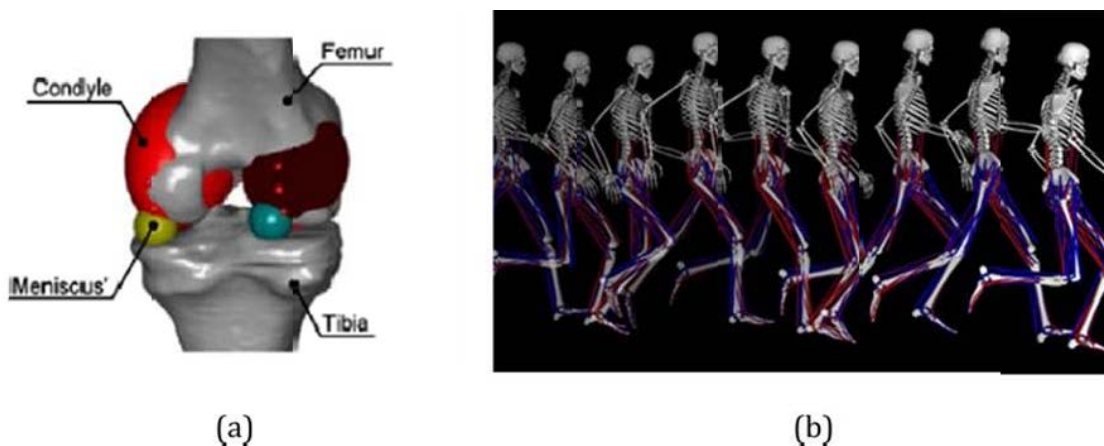


Figura 5 - Diferentes modelos de análisis biomecánico del cuerpo humano. (a) Modelo articular de la rodilla (Ribero et al. 2012). (b) Modelo para analizar el movimiento general de las piernas (opensim.stanford.edu).

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 sollicitaciones 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.

Por otra parte, 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 músculo-esqueleto 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

En proyectos anteriores se había desarrollado un modelo dinámico que permitía el estudio de la flexión del brazo en diferentes posiciones del mismo y bajo diferentes condiciones. Este modelo, permitía analizar el movimiento. Una vez conocido el movimiento que se realizaba, lo que se buscaba era poder estimar las fuerzas realizadas por los músculos implicados, aplicando la dinámica inversa y utilizando diferentes criterios de optimización.

Observando que durante los trabajos anteriores el LIM no disponía de un equipo de EMG para validar los resultados obtenidos, se aprovechará este estudio para validar las técnicas anteriores aplicadas, comparando los resultados con datos experimentales.

El objetivo principal del proyecto es ajustar los parámetros musculares del modelo al sujeto. Para conseguirlo se tiene que realizar primero un trabajo experimental para recolectar los datos necesarios y hacerles el tratamiento necesario para su uso. Posteriormente, se calcularán las fuerzas musculares generadas por estas señales tratadas, siguiendo un camino inverso a los proyectos anteriores con el modelo musculo-tendón de Hill. Estas fuerzas musculares calculadas producen un par mecánico que se usará para calibrar el modelo muscular. Por terminar, se usarán métodos de optimización para reducir el error entre este par obtenido y el calculado con la dinámica inversa. Se recurrirá a trabajos de investigación para saber que variables de optimización usar y con qué restricciones.

CAPÍTULO II

METODOLOGÍA

2. Metodología

2.1 Captura de movimiento

2.1.1 Cámaras

Para la captura del movimiento se han empleado cámaras infrarrojas (Figura 6). 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 6 - 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 7). De esta manera, se puede conseguir que ningún marcador esté oculto durante el movimiento, evitando así discontinuidades e imprecisiones que dificultarían el análisis.

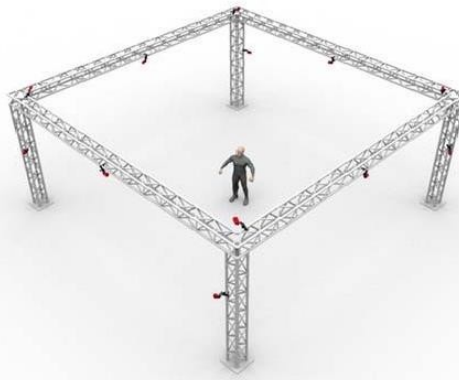


Figura 7 - Disposición empleada para las 12 cámaras para captura de movimiento (naturalpoint.com/optitrack)

2.1.2 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.

En el presente proyecto, como se explicará más adelante, se utiliza un modelo de brazo para la realización de las pruebas. 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 8.

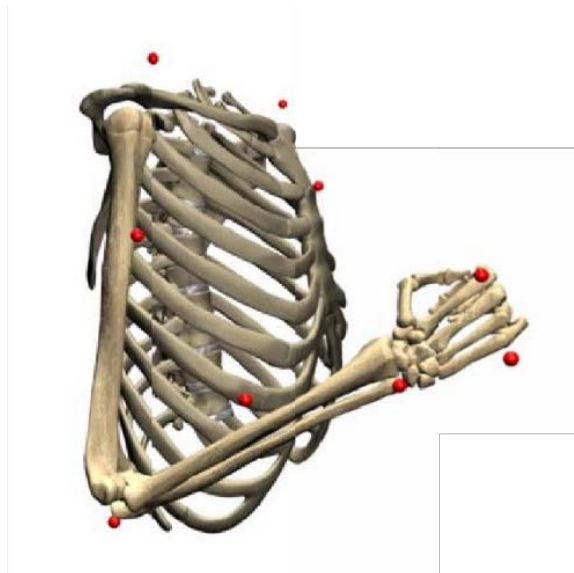


Figura 8 - Disposición de los 9 marcadores empleados para definir el modelo

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 esquelético

Para analizar el movimiento de flexión del codo, se necesita un modelo simplificado de las partes del cuerpo que se tratan de estudiar (Figura 9). 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 9 - 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).

Teniendo en cuenta 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.

A continuación, se muestra una imagen del modelo considerado formado por cuatro sólidos rígidos y tres articulaciones (Figura 10):



Figura 10 - Modelo biomecánico diseñado 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 11. De esta forma, el hombro y la muñeca² se simulan como pares esféricos, ya que permiten giros en todas las direcciones del espacio (tres grados de libertad permitidos).

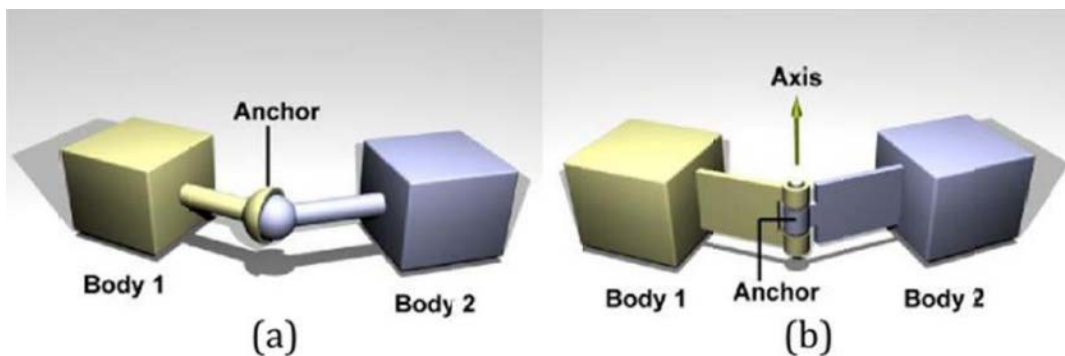


Figura 11 - Esquema de par esférico (a). Esquema de par de revolución (b). (Laplace.us.es).

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

² La muñeca, en realidad, tiene dos rotaciones y una tercera (según el eje del antebrazo) se obtiene cruzando el cúbito y radio. Sin embargo, en este caso se modela como un par esférico porque solo interesan para el estudio los músculos del codo.

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 en el brazo.

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. Para todos los segmentos, el punto elegido será el de su articulación más proximal³. 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.

A continuación, se muestra el resultado final del modelo completo (Figura 12):

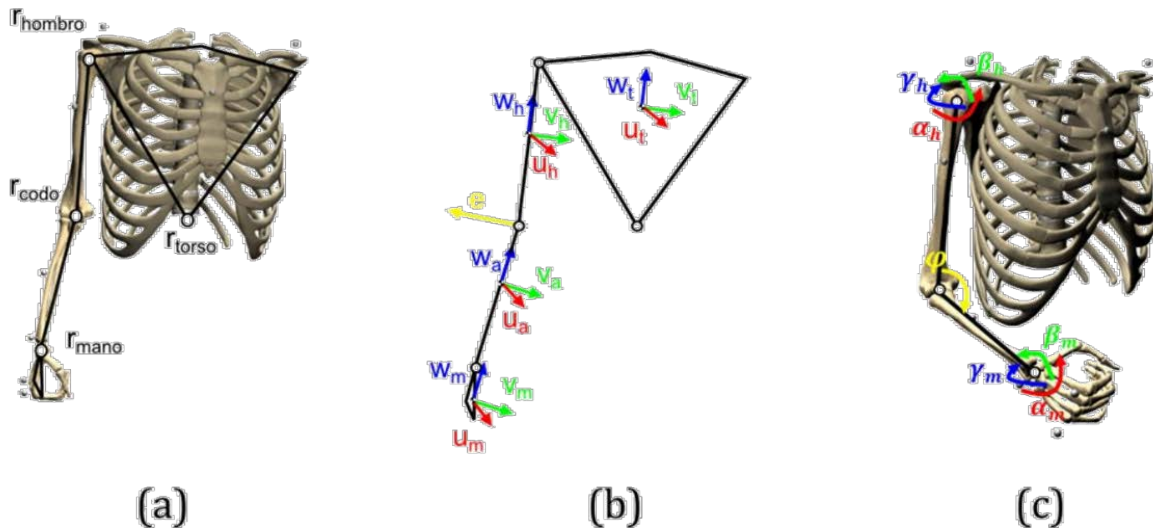


Figura 12 - Modelo completo. (a) Puntos del modelo y articulaciones. (b) Ejes locales y de rotación de la articulación del codo. (c) Variables angulares.

$$q_d = \{r_{codo} \ r_{mano} \ u_h \ v_h \ u_a \ v_a \ u_m \ v_m \ e\} \quad (1)$$

$$z = \{r_{hombro} \ \alpha_h \ \beta_h \ \gamma_h \ \varphi_a \ \alpha_m \ \beta_m \ \gamma_m\} \quad (2)$$

Donde q_d son las variables dependientes; z es el conjunto de variables independientes; el subíndice h indica que pertenecen al sólido del húmero, a al sólido del antebrazo y m al sólido de la mano. Del mismo modo, r corresponde a posiciones de puntos; u, v, w y e , se refieren a vectores unitarios (cada uno con tres componentes); α, β, γ y φ corresponde a ángulos.

³ Término que hace referencia a aquella articulación que se encuentre más cercana del tronco

2.2.1 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).

En la tabla a continuación, se muestran los datos relevantes para el análisis que se desea realizar. La posición del centro de masas de cada segmento, se expresa utilizando el sistema de coordenadas locales (situando el origen en la articulación más próxima y como ejes locales, los ejes anatómicos).

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, medidos 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 kg·m ²]	I_{yi} [10 ⁻² kg·m ²]	I_{zi} [10 ⁻² kg·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

Evidentemente, en la mayoría de los casos, la estatura, longitud de los segmentos, masas corporales y fisionomía del sujeto bajo análisis son diferentes de los datos antropométricos seleccionados. Para mejorar la similitud entre el modelo y el cuerpo del sujeto examinado, los datos antropométricos o parámetros del modelo, se someten a un proceso de escalado, tal y como se ha mencionado anteriormente.

Para este proyecto, el proceso de escalado empleado calcula para cada segmento anatómico factores de escala adimensionales, basados en datos medidos en el sujeto y en los datos equivalentes al hombre medio. Los factores de escala se definen como (Laananen, 1991):

$$X_{L_i} = \frac{L_i}{\bar{L}_\tau} \tag{3}$$

$$X_{m_i} = \frac{m_i}{\bar{m}_\tau} \tag{4}$$

$$X_{I_i} = X_{m_i} \cdot X_{L_i}^2 \tag{5}$$

Donde \bar{L}_τ y \bar{m}_τ , son los valores de longitud y masa por elemento del hombre medio respectivamente; L_i y m_i son los valores de longitud y masa por elemento del sujeto que se estudia; X_{L_i} es el factor de escala de la longitud; X_{m_i} es el factor para escalar las masas; y X_{I_i} es el factor de escala de los parámetros de inercia.

2.2.2 Dinámica inversa

2.2.2.1 Análisis dinámico

Cuando se pretende resolver la Dinámica de sistemas de sólidos rígidos, las primeras ecuaciones a las que se recurre son las de Newton-Euler (ecuaciones (6) y (7)), obtenidas tras haber particularizado los teoremas fundamentales de la Dinámica para el caso del sólido rígido.

$$\Sigma \mathbf{F} = m\mathbf{a} \quad (6)$$

$$\Sigma \mathbf{N} = \mathbf{I}_G \frac{d\bar{\boldsymbol{\omega}}}{dt} + \bar{\boldsymbol{\omega}} \times \mathbf{I}_G \bar{\boldsymbol{\omega}} \quad (7)$$

Donde \mathbf{F} son las fuerzas actuantes; m es la masa del sólido rígido; \mathbf{a} es la aceleración; $\bar{\mathbf{N}}$ son los pares actuantes en ejes locales del sólido; \mathbf{I}_G es el tensor de inercia en el centro de gravedad en ejes locales; $\bar{\boldsymbol{\omega}}$ es la velocidad de rotación del sólido en sus ejes locales.

Sin embargo, este planteamiento no es apropiado con carácter general, ya que conduce a sistemas de ecuaciones de gran tamaño por considerar incógnitas las reacciones en los pares cinemáticos, además del propio movimiento. En consecuencia, se opta por planteamientos que conduzcan a un tamaño del problema proporcional al número de grados de libertad del mismo.

De esta forma, el análisis dinámico que se plantea para este caso es a partir de las ecuaciones de Lagrange⁴.

El modelo del brazo realizado permite ser definido mediante dos conjuntos de variables: *coordenadas dependientes* y *coordenadas independientes*. Plantear las ecuaciones de Lagrange en coordenadas independientes es un procedimiento complejo de sistematizar. Es por ello que se abordará el problema dinámico en coordenadas dependientes. Las ecuaciones de Lagrange en este caso son:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial T}{\partial \dot{q}} \right) - \frac{\partial T}{\partial q} + \phi_q^t \lambda = Q \quad (8)$$

Donde T es la energía cinética y Q son las fuerzas generalizadas sobre las variables dependientes; $\phi_q^t \lambda$ representa los esfuerzos requeridos para mantener el cumplimiento de las restricciones en las distintas variables q ; λ son los multiplicadores de Lagrange.

La energía cinética puede escribirse como:

$$T = \frac{1}{2} \dot{q}^t \mathbf{M} \dot{q} \quad (9)$$

Donde \mathbf{M} es la matriz de masas del sistema. De esta forma, la Ecuación 8 adopta la siguiente forma:

⁴ Son resultado de aplicar el principio de potencias virtuales a los teoremas fundamentales.

$$M\ddot{q} + \phi_q^t \lambda = \bar{Q} \quad (10)$$

Si la matriz de masas no es constante, el vector \bar{Q} incluye las fuerzas generalizadas más los términos de inercia dependientes de la velocidad. Consecuentemente, si la matriz de masas es constante: $\bar{Q} = Q$.

El sistema de ecuaciones de la Ecuación 10 contiene n ecuaciones, donde n es el número total de coordenadas. El número de incógnitas es $n+m$, donde m es el número de restricciones que coincide con el número de multiplicadores de Lagrange. Entonces, el sistema se puede escribir como:

$$\begin{cases} M\ddot{q} + \phi_q^t \lambda = \bar{Q} \\ \phi = 0 \end{cases} \quad (11)$$

Que constituye un sistema de ecuaciones diferenciales-algebraicas (DAE), ya que la primera ecuación del sistema de ecuaciones (11) son un conjunto de n ecuaciones diferenciales y la segunda ecuación del sistema (11), de m ecuaciones algebraicas.

Solución de la dinámica inversa

La formulación aplicada utiliza coordenadas dependientes junto con un conjunto de restricciones algebraicas. El empleo de las ecuaciones de Lagrange con multiplicadores da lugar a:

$$\begin{cases} M\ddot{q} + \phi_q^t \lambda = Q \\ \phi(q) = 0 \end{cases} \quad (12)$$

Que es un sistema de ecuaciones diferenciales algebraicas (DAE) con n ecuaciones diferenciales ordinarias de segundo orden y con m ecuaciones de restricción algebraicas. \ddot{q} , es el vector de n aceleraciones generalizadas (aceleraciones de las variables independientes) y ϕ es el vector de m ecuaciones de restricción.

La estrategia para resolver este sistema DAE se basa en convertirlo en un sistema de ecuaciones diferenciales ordinarias (ODE), para cuya integración existen varios métodos precisos. Para ello, el sistema se resuelve por medio de la formulación de transformación de velocidades conocida como **matriz-R** (García de Jalón y Bayo 1994)

Si se relacionan las velocidades de las coordenadas dependientes con las velocidades de las coordenadas independientes, se obtiene la siguiente relación:

$$\dot{q} = R\dot{z} \quad (13)$$

Donde **R** es una matriz que relaciona las velocidades de ambos tipos de coordenadas.

Introduciendo la relación dada por la Ecuación 13 en la primera ecuación del sistema expresado en (35), se obtiene que:

$$\mathbf{R}^T \mathbf{M} \mathbf{R} \ddot{\mathbf{z}} = \mathbf{R}^T (\mathbf{Q} - \mathbf{M} \dot{\mathbf{R}} \dot{\mathbf{z}}) \quad (14)$$

La Ecuación 14 puede reescribirse como:

$$\mathbf{R}^T \mathbf{M} \mathbf{R} \ddot{\mathbf{z}} = \mathbf{R}^T (\hat{\mathbf{Q}} - \mathbf{M} \dot{\mathbf{R}} \dot{\mathbf{z}}) + \mathbf{Q}_m \quad (15)$$

Siendo $\mathbf{R}^T \mathbf{Q} = \mathbf{R}^T \hat{\mathbf{Q}} + \mathbf{Q}_m$, donde $\hat{\mathbf{Q}}$ son las fuerzas generalizadas conocidas asociadas a las fuerzas constantes o fuerzas que solo dependen del estado del sistema mecánico (tales como fuerzas centrífugas o de Coriolis), y \mathbf{Q}_m , son las fuerzas generalizadas externas asociadas a las coordenadas independientes, esto es, las incógnitas del problema de dinámica inversa, dadas por la Ecuación 16.

$$\mathbf{Q}_m = \mathbf{R}^T \mathbf{M} \mathbf{R} \ddot{\mathbf{z}} - \mathbf{R}^T (\hat{\mathbf{Q}} - \mathbf{M} \dot{\mathbf{R}} \dot{\mathbf{z}}) \quad (16)$$

Si se deriva la ecuación (13) dos veces respecto al tiempo, se tiene que:

$$\ddot{\mathbf{q}} = \dot{\mathbf{R}} \dot{\mathbf{z}} + \mathbf{R} \ddot{\mathbf{z}} \quad (17)$$

Aplicando la relación (17) a la ecuación (16), se llega a la siguiente expresión, más simplificada:

$$\mathbf{Q}_m = \mathbf{R}^T (\mathbf{M} \ddot{\mathbf{q}} - \hat{\mathbf{Q}}) \quad (18)$$

No obstante, dado que las coordenadas independientes \mathbf{z} son la posición del hombro, los ángulos absolutos del brazo y la mano, y el ángulo relativo entre el brazo y antebrazo; algunas de las fuerzas generalizadas \mathbf{Q}_m calculadas por dinámica inversa no se corresponden con las fuerzas y pares que actúan en realidad sobre las articulaciones.

Las fuerzas generalizadas asociadas a la posición del hombro y al ángulo de giro del codo son, directamente, la fuerza y el par en coordenadas globales que actúan sobre el hombro y la articulación del codo respectivamente. La fuerza sobre la posición del hombro representa las fuerzas necesarias para evitar su traslación, y la fuerza generalizada sobre el ángulo del codo es el par que se debe aplicar sobre el eje de giro para realizar la rotación. Por el contrario, las fuerzas generalizadas asociadas a la rotación del hombro y la muñeca son pares resultantes de aplicar giros consecutivos a los ejes que definen cada sólido, por lo que su definición no aporta un significado físico evaluable.

Para obtener la magnitud real de las fuerzas y pares sobre las articulaciones (y no sobre las coordenadas independientes del modelo), es necesario aplicar una transformación al vector de fuerzas obtenido. Siendo \mathbf{T} el vector que contiene las fuerzas y pares en coordenadas cartesianas, las potencias virtuales producidas por cada conjunto de fuerzas sobre sus respectivas coordenadas son:

$$\dot{W} = \mathbf{F}_h \begin{pmatrix} \dot{x}_h \\ \dot{y}_h \\ \dot{z}_h \end{pmatrix} + \mathbf{Q}_{m_b}^T \begin{pmatrix} \dot{\alpha}_b \\ \dot{\beta}_b \\ \dot{\gamma}_b \end{pmatrix} + \mathbf{Q}_{m_a}^T \dot{\phi} + \mathbf{Q}_{m_m}^T \begin{pmatrix} \dot{\alpha}_m \\ \dot{\beta}_m \\ \dot{\gamma}_m \end{pmatrix} = \mathbf{Q}_m^T \dot{\mathbf{z}} \quad (19)$$

$$\dot{W} = \mathbf{F}_h \begin{pmatrix} \dot{x}_h \\ \dot{y}_h \\ \dot{z}_h \end{pmatrix} + \mathbf{T}_h^T \boldsymbol{\omega}_b + \mathbf{T}_a^T \dot{\phi} + \mathbf{T}_m^T (\boldsymbol{\omega}_m - \boldsymbol{\omega}_a) = \mathbf{T}^T \dot{\mathbf{y}} \quad (20)$$

Donde \dot{W} es la potencia virtual; \mathbf{Q}_m son las fuerzas y pares sobre las coordenadas independientes; \mathbf{T} son las fuerzas y pares sobre las coordenadas globales, esto es, sobre la posición del hombro y los ejes de rotación de cada articulación.

El significado de la fuerza sobre el hombro, \mathbf{F}_h , se ha comentado anteriormente, así como el significado del par sobre la articulación del codo. El par sobre el hombro, \mathbf{T}_h , es el par requerido para realizar cualquier rotación relativa del hombro respecto al torso. El par sobre la muñeca, \mathbf{T}_m , es el par necesario para realizar cualquier rotación en la muñeca.

El movimiento que producen las fuerzas generalizadas debe ser el mismo que el que producen las fuerzas sobre las coordenadas globales, por lo que las potencias virtuales serán las mismas. Así, igualando (19) y (20) se obtiene:

$$\mathbf{T}^T \dot{\mathbf{y}} = \mathbf{Q}_m^T \dot{\mathbf{z}} \quad (21)$$

Si se relacionan las velocidades $\dot{\mathbf{y}}$ y $\dot{\mathbf{z}}$ de la manera indicada en (21), se puede construir una matriz \mathbf{B} que relacione directamente los dos vectores de fuerzas y pares:

$$\dot{\mathbf{y}} = \mathbf{B} \dot{\mathbf{z}} \quad (22)$$

De la Ecuación 22, se desprende que la fuerza existente en el hombro y el par en la articulación del codo serán idénticas a las buscadas, por lo que las variables de $\dot{\mathbf{y}}$ de ambas serán iguales a las variables correspondientes de $\dot{\mathbf{z}}$. Para hallar la relación entre el resto de variables, se sigue un procedimiento similar al utilizado para determinar la matriz \mathbf{R} .

En este caso, hay que relacionar las siguientes variables:

$$\begin{pmatrix} \vdots \\ \omega_{b_x} \\ \omega_{b_y} \\ \omega_{b_z} \\ \vdots \\ \omega_{m_x} - \omega_{a_x} \\ \omega_{m_y} - \omega_{a_y} \\ \omega_{m_z} - \omega_{a_z} \end{pmatrix} = \mathbf{B} \begin{pmatrix} \vdots \\ \dot{\alpha}_b \\ \dot{\beta}_b \\ \dot{\gamma}_b \\ \vdots \\ \dot{\alpha}_m \\ \dot{\beta}_m \\ \dot{\gamma}_m \end{pmatrix} \quad (23)$$

Las columnas de la matriz \mathbf{B} serán las velocidades de rotación relativa indicadas en (23) para el campo de velocidades unitario de cada coordenada independiente, que a su vez se corresponde con calcular las velocidades relativas a partir de los campos de velocidades

que componen la matriz R . Para los elementos de la matriz que relacionen las velocidades de posición del hombro y la velocidad del ángulo del par de revolución del codo le corresponden valores unitarios en la matriz B .

Introduciendo por tanto la matriz B en la Ecuación 21, se llega a la **expresión que permite obtener los pares y fuerzas en sus valores en ejes absolutos:**

$$T = B^{-T}Q_m \quad (24)$$

Calculados los pares que actúan sobre las articulaciones en ejes absolutos, se puede dar por resuelta la Dinámica Inversa del modelo. Estos pares serán los que deberán compensar los músculos para poder realizar el movimiento capturado.

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 sistema nervioso central (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).

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 13. 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.

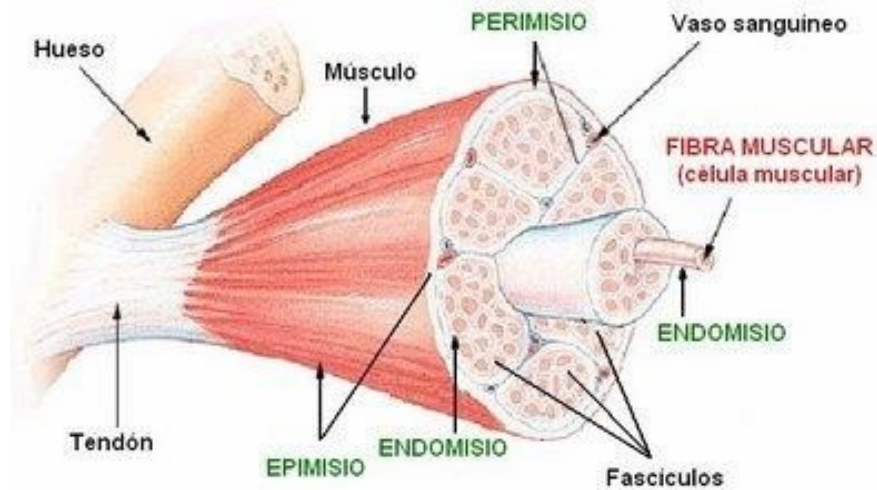


Figura 13 - Estructura del tejido muscular (monografias.com)

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 Modelo 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 14), 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.

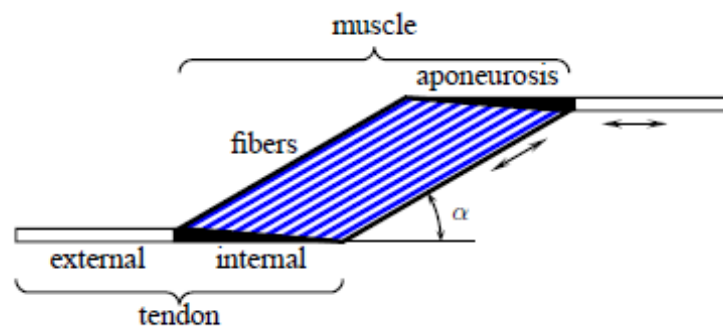


Figura 14 – Estructura de un músculo penado

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 15) 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:

$$l^{MT} = l^M \cos \alpha + l^T \quad (25)$$

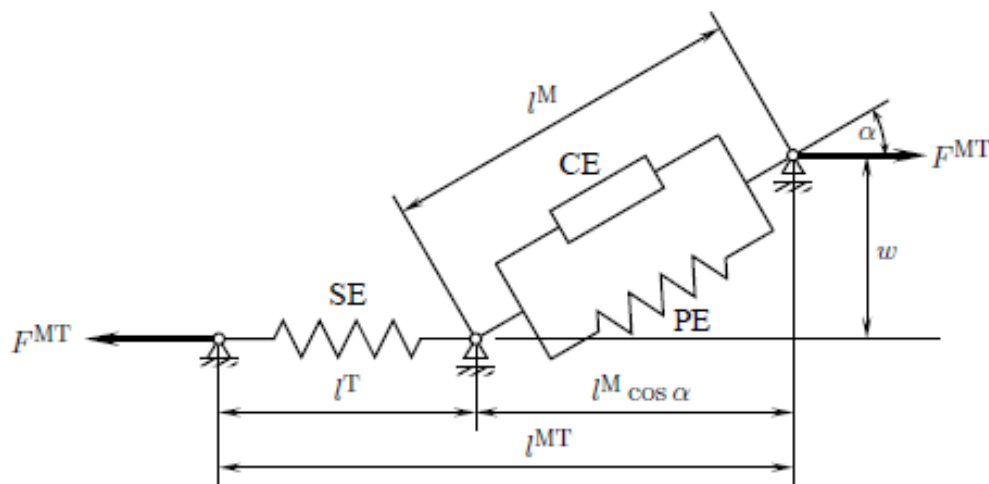


Figura 15 - Modelo muscular de Hill. Los superíndices MT, M y T hacen referencia al conjunto músculo-tendón, a las fibras musculares y al tendón, respectivamente.

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

$$w = l_0^M \sin \alpha_0 = l^M \sin \alpha = const \quad (26)$$

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 (25) y (26), se puede obtener una relación de velocidades tal que:

$$v^{MT} = \frac{v^M}{\cos \alpha} + v^T \quad (27)$$

2.3.2.1 Dinámica de activación

La dinámica de activación se refiere a la transformación de una excitación neural en una activación del aparato contráctil.

Se describe por una ecuación diferencial de primer orden que expresa una relación entre la activación del músculo $a=(t)$, su derivada $\dot{a}=a'(t)$, y la excitación neural $u=u(t)$ como:

$$\dot{a} = (u - a) \frac{u}{\tau_{act}} + [u - (a - a_{min}) - (u - a)u] \frac{1}{\tau_{deact}} \quad (28)$$

Donde τ_{act} es la constante de tiempo para la activación, y τ_{deact} es la constante de tiempo para la desactivación; a_{min} es un límite inferior de la activación para evitar el problema asociado con la función fuerza-velocidad del músculo (Ecuación (39)) 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_{min} tiene un valor de 0,001.

La Figura 16 expresa el tiempo de respuesta de una activación (t) a una excitación (t) cuando ésta es $(t)=1$ entre $0,1 \leq t \leq 0,2$ s y $(t)=0$ en cualquier otro instante. Cuando el músculo está totalmente excitado, la activación crece asintóticamente desde el valor inicial a_{min} hasta su máximo 1. Cuando se elimina la excitación, la activación cae de forma gradual hasta a_{min} .

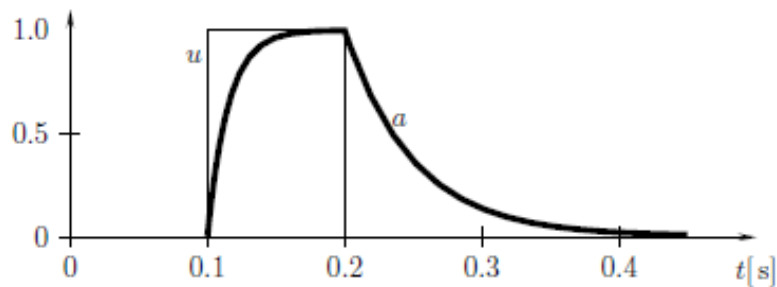


Figura 16 - Excitación (línea fina) y su respuesta (línea gruesa)

La dinámica de activación de la ecuación (28) puede expresarse como:

$$\dot{a}(t) = f(a(t), u(t)) \quad (29)$$

2.3.2.2 Dinámica de contracción

Se refiere a la transformación de la activación en fuerza muscular. 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:

$$F^{MT} = (F_{CE}^M + F_{PE}^M) \cos \alpha \quad (30)$$

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:

$$F_{CE}^M = F_0^M \cdot \alpha \cdot f_l(\tilde{l}^M) \cdot f_v(\tilde{v}^M) \quad (31)$$

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:

$$\tilde{l}^M = \frac{l^M}{l_0^M} \quad (32)$$

Donde l^M es la longitud de las fibras musculares y l_0^M , es su longitud óptima y que además, es un parámetro del músculo. La velocidad normalizada de las fibras musculares se define como:

$$\tilde{v}^M = \frac{v^M}{v_{m\acute{a}x}} \quad (33)$$

En 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:

$$F_{PE}^M = F_0^M \cdot f_{PE}(\tilde{l}^M) \quad (34)$$

Y

$$F^{MT} = F_0^M \cdot f_t(\varepsilon^T) \quad (35)$$

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:

$$\varepsilon^T = \frac{l^T - l_s^T}{l_s^T} \quad (36)$$

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:

$$\dot{F}^{MT} = k^T v^T \quad (37)$$

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

$$k^T = \frac{dF^{MT}}{dl^T} \quad (38)$$

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 (30), (31) y (34):

$$\tilde{v}^M = f_v^{-1} \left(\frac{F^{MT} / \cos \alpha - F_0^M \cdot f_{PE}(\tilde{l}^M)}{F_0^M \cdot a \cdot f_l(\tilde{l}^M)} \right) \quad (39)$$

Donde f_v^{-1} se refiere a la inversa de la relación fuerza-velocidad de las fibras musculares. De las ecuaciones (27), (33) y (39) se puede obtener la velocidad del tendón:

$$v^T = v^{MT} - \frac{v_{m\acute{a}x}}{\cos \alpha} f_v^{-1} \left(\frac{F^{MT} / \cos \alpha - F_0^M \cdot f_{PE}(\tilde{l}^M)}{F_0^M \cdot a \cdot f_l(\tilde{l}^M)} \right) \quad (40)$$

Sustituyendo la ecuación (40) en la ecuación (37):

$$\dot{F}^{MT} = k^T \left[v^{MT} - \frac{v_{m\acute{a}x}}{\cos \alpha} f_v^{-1} \left(\frac{F^{MT} / \cos \alpha - F_0^M \cdot f_{PE}(\tilde{l}^M)}{F_0^M \cdot a \cdot f_l(\tilde{l}^M)} \right) \right] \quad (41)$$

La longitud normalizada de las fibras musculares \tilde{l}^M es desconocida todavía, pero puede ser calculada mediante las ecuaciones (25), (26) y (32) como:

$$\tilde{l}^M = \frac{1}{l_0^M} \sqrt{(l^{MT} - l^T)^2 + \omega^2} \quad (42)$$

Además, la longitud del tendón se obtiene de las ecuaciones (35) y (36) de la forma que sigue:

$$l^T = l_s^T \left[1 + f_T^{-1} \left(\frac{F^{MT}}{F_0^M} \right) \right] \quad (43)$$

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

En resumen, la ecuación diferencial (41) describe la dinámica de contracción del conjunto músculo-tendón. Esta función del tiempo puede abreviarse como:

$$\dot{F}^{MT} = f(F^{MT}(t), l^{MT}(t), v^{MT}(t), a(t)) \quad (44)$$

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 17):

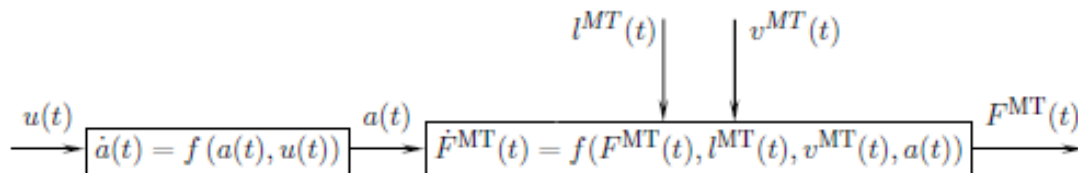


Figura 17 – Dinámica del actuador músculo-tendón

2.3.2.3 Curva fuerza – longitud

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

$$f_l(\tilde{l}^M) = e^{-[(\tilde{l}^M - 1)/\gamma]^2} \quad (45)$$

Donde γ es un parámetro que hace referencia a la mitad del ancho de la curva para $f_l=1/e$ (ver figura 18). 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:

$$f_{PE}(\tilde{l}^M) = \frac{e^{k_{PE}(\tilde{l}^M-1)/\varepsilon_0^M} - 1}{e^{k_{PE}} - 1} \quad (46)$$

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 18.

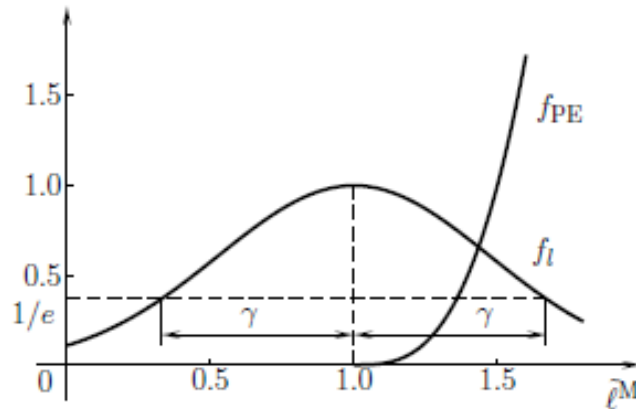


Figura 18 - Curvas isométricas de fuerza-longitud $f_l(\tilde{l}^M)$ y $f_{PE}(\tilde{l}^M)$ del elemento contráctil activo (CE) y el elemento elástico pasivo (PE)

2.3.2.4 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:

$$f_v(\tilde{v}^M) \begin{cases} 0 & \text{si } \tilde{v}^M \leq -1 \\ \frac{1 + \tilde{v}^M}{1 - \tilde{v}^M/k_{CE1}} & \text{si } -1 < \tilde{v}^M \leq 0 \\ \frac{1 + \tilde{v}^M f_v^{m\acute{a}x}/k_{CE2}}{1 - \tilde{v}^M/k_{CE2}} & \text{si } \tilde{v}^M > 0 \end{cases} \quad (47)$$

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:

$$f_v^{m\acute{a}x} = \lim_{\tilde{v}^M \rightarrow +\infty} f_v(\tilde{v}^M) \quad (48)$$

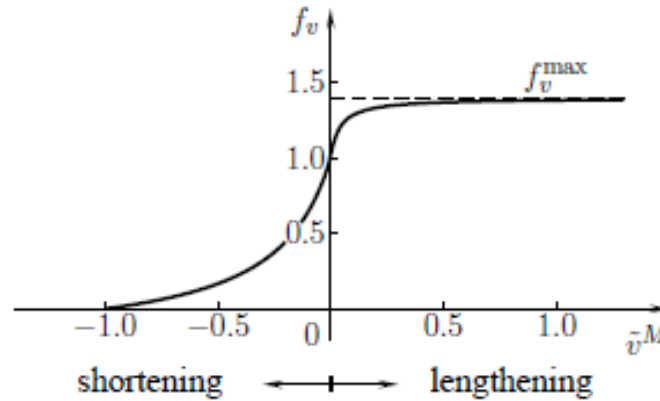


Figura 19 - Curva fuerza-velocidad $f_v(\tilde{v}^M)$ del elemento contráctil activo del músculo

En la ecuación (47), 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:

$$\left. \frac{\partial f_v}{\partial \tilde{v}^M} \right|_{\tilde{v}^M=0^+} = 2 \left. \frac{\partial f_v}{\partial \tilde{v}^M} \right|_{\tilde{v}^M=0^-} \quad (49)$$

De las ecuaciones (46) y (48), k_{CE2} se puede expresar como:

$$k_{CE2} = \frac{f_v^{m\acute{a}x} - 1}{2} \frac{k_{CE1}}{1 + k_{CE1}} \quad (50)$$

2.3.2.5 Curva de fuerza – elongación

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

$$f_T(\varepsilon^T) \begin{cases} 0,10377(e^{91\varepsilon^T} - 1) & \text{si } 0 \leq \varepsilon^T < 0,01516 \\ 37,526\varepsilon^T - 0,26029 & \text{si } 0,01516 \leq \varepsilon^T < 0,1 \end{cases} \quad (51)$$

Esa primera zona no lineal es llamada “toe region” y se puede apreciar en la Figura 20. 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 (36) y (38) puede obtenerse:

$$k^T = \frac{dF^{MT}}{df_T} \frac{df_T}{d\varepsilon^T} \frac{d\varepsilon^T}{dl^T} = \frac{F_0^M}{l_s^T} \frac{df_T}{d\varepsilon^T} \quad (52)$$

Sustituyendo la ecuación (51) en la (52) se tiene:

$$k^T \begin{cases} 9,44307 \frac{F_0^M}{l_s^T} e^{91\varepsilon^T} & \text{si } 0 \leq \varepsilon^T < 0,01516 \\ 37,526 \frac{F_0^M}{l_s^T} & \text{si } 0,01516 \leq \varepsilon^T < 0,1 \end{cases} \quad (53)$$

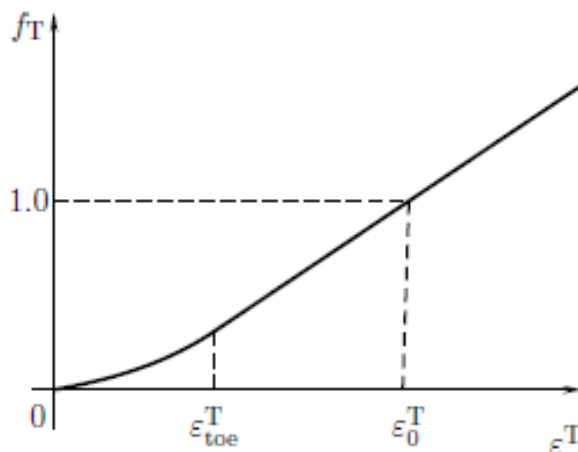


Figura 20 - Curva fuerza-deformación $f_T(\varepsilon^T)$ del tendón

2.3.3 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).

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 (TRIlat) 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).

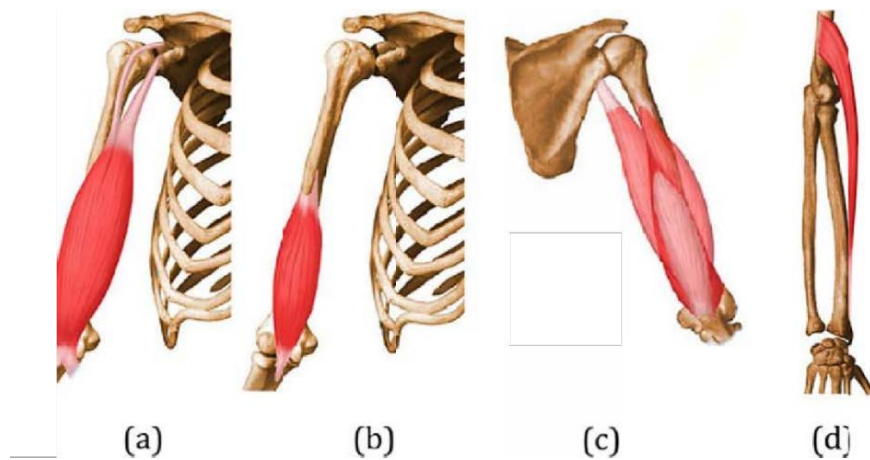


Figura 21 - Músculos considerados en el modelo. (a) Grupo muscular del bíceps. (b) Músculo braquial. (c) Grupo muscular del tríceps. (d) Músculo braquiorradial (ugr.es)

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. Así pues, a la hora de flexionar el codo, 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 iniciales 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 22.

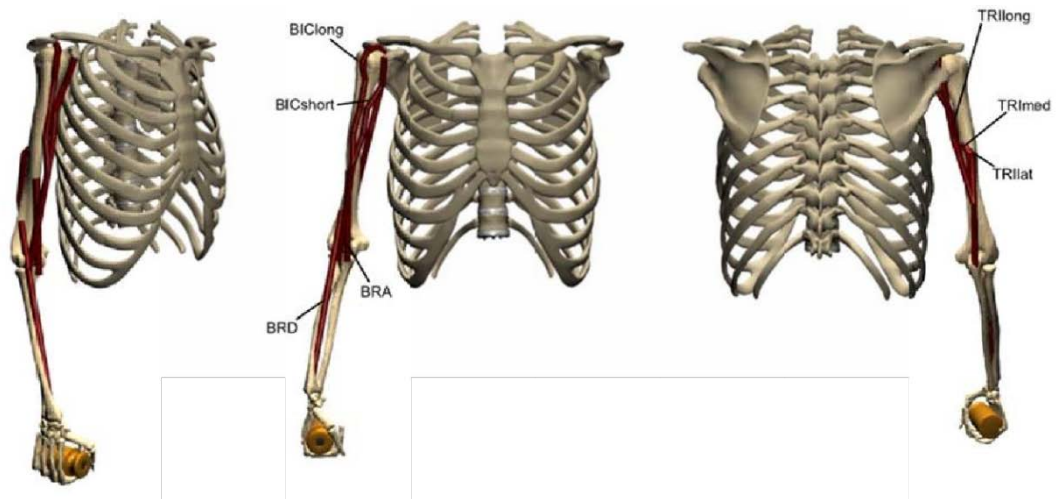


Figura 22 - Vistas del modelo muscular desarrollado

2.4 EMG y modelos EMG – Driven

2.4.1 Fundamentos teóricos

La electromiografía o EMG, consiste en una técnica experimental enfocada en el registro y análisis de las señales mioeléctricas⁵ de los potenciales de acción muscular. Las señales registradas, reflejan la intensidad de las actividades musculares y éstas pueden ser recopiladas mediante la utilización de electrodos en la superficie de la piel. Sin embargo, existe otro método para poder registrar estas señales, pero puede resultar muy invasivo e innecesario en algunos casos; nos referimos a la utilización de electrodos de inserción muscular.



Figura 23 - (a) Electrodo superficiales. (b) Electrodo de inserción

⁵ Es un impulso eléctrico que produce la contracción de las fibras musculares en el cuerpo; específicamente aquellos músculos implicados en la realización de movimientos voluntarios. Estas señales tienen bajas frecuencias (alrededor de 300 Hz) y voltajes que varían entre los 10 μ V y 1mV.

2.4.1.1 Potencial de membrana

Se define como la diferencia de potencial eléctrica entre el interior y el exterior de una célula y el cual es mantenido constante en el tiempo debido al transporte activo de iones (Na^+/K^+) gracias a una proteína electrogénica que se encuentra en la membrana celular llamada bomba de sodio-potasio. Esta proteína permite el intercambio de 3 iones cargados positivamente (Na^+) hacia el exterior de la célula e introduce 2 iones (K^+) positivos en el interior de la célula.

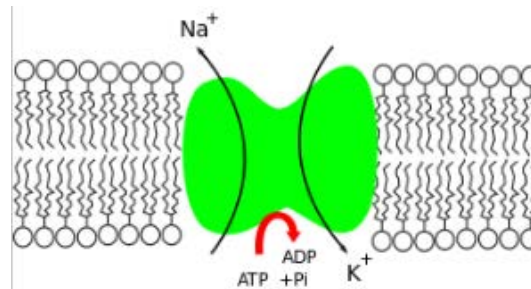


Figura 24 – Bomba de sodio – potasio

Por otro lado, la bomba de sodio-potasio contribuye a equilibrar el potencial de membrana y de mantener el potencial de reposo; es decir, mantener las concentraciones de Na^+ y K^+ , constantes tanto en el interior como en el exterior de la célula una vez que el impulso nervioso ha sido transmitido. En el momento en el que dicha concentración no se mantiene en equilibrio, se deja de estar en un estado de reposo y se origina el potencial de acción.

2.4.1.2 Potencial de acción

También conocidos como impulsos eléctricos; es la base del funcionamiento de la electromiografía. Consiste en una onda de descarga eléctrica que viaja a lo largo de la membrana celular, modificando su distribución de carga eléctrica. Estos potenciales de acción, se utilizan en el cuerpo para llevar información entre unos tejidos y otros.

Pueden ser generadas por diversos tipos de células corporales, pero las más activas en su uso son las células del sistema nervioso, las cuales lo utilizan para enviar mensajes a otras células nerviosas (sinapsis) o también, desde células nerviosas a otros tejidos corporales como pueden ser los músculos o glándulas.

El potencial de acción se inicia cuando un estímulo (impulso nervioso) sobrepasa el umbral de excitación que suele estar ubicado alrededor de los -55 mV y activa los canales de sodio de la célula. En consecuencia, los iones de sodio (Na^+) entran súbitamente al interior de la célula y cambian su carga en estado negativa (-70 mV) a un estado de carga positivo ($+40$ mV). Este cambio de carga, a su vez, activa los canales de potasio y ocasiona que los iones de potasio (K^+) salgan de la célula, hiperpolarizándola y volviéndola más negativa por un breve lapso de tiempo. Posteriormente, la bomba de sodio-potasio es la encargada de establecer nuevamente el equilibrio de cargas para después, poder repetir el proceso.

Por tanto, a este fenómeno de cambio súbito en el potencial eléctrico de la membrana es lo que se conoce como potencial de acción. Este potencial eléctrico, se corresponde con las señales mioeléctricas que son captadas mediante la electromiografía.

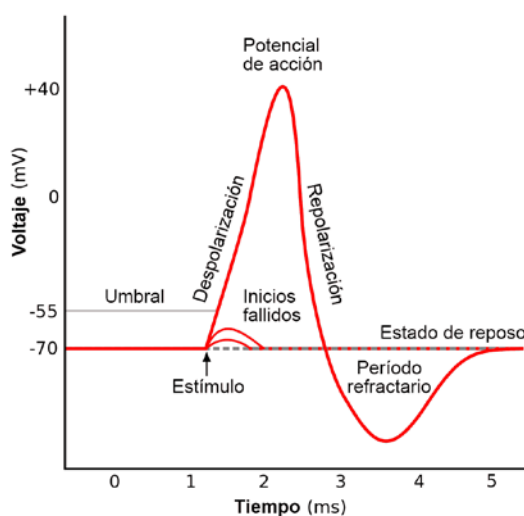


Figura 25 - Fases del potencial de acción

Por otro lado, el potencial de acción responde a la **ley del todo o nada**; es decir, para que el potencial de acción se lleve a cabo se necesita de un estímulo mínimo que llegue al punto crítico de disparo de la célula, el cual se encuentra aproximadamente a -55 mV (umbral). Debido a esto, en la Figura 25 pueden observarse diferentes inicios fallidos; estímulos que no llegaron al mínimo necesario.

2.4.2 Medición de EMG

Para llevar a cabo el estudio de las fuerzas realizadas por los músculos, fue necesario utilizar la técnica de la electromiografía (EMG) con la finalidad de registrar las señales mioeléctricas que éstos transmiten al someterlos a un esfuerzo.

Para poder capturar estas señales, se utilizaron electrodos superficiales; los cuales fueron colocados sobre la piel, en aquellas zonas donde se encontrasen los músculos implicados: bíceps corto (BIC-short), bíceps largo (BIC-long), tríceps largo (TRI-long), tríceps lateral (TRI-lat), tríceps medio (TRI-med), braquial (BRA), braquiorradial (BRD).

La distribución de los electrodos utilizados, fue la siguiente (Tabla 2):

Tabla 2 - Distribución de electrodos superficiales utilizados para el registro de las señales mioeléctricas

MÚSCULO IMPLICADO	Nº ELECTRODOS
BIC-short	1
BIC-long	
TRI-long	1
TRI-lat	1
TRI-med	1
BRA	1
BRD	1

En total, fueron **siete los músculos considerados** para este modelo y se utilizaron **6 electrodos**

2.4.3 Tratamiento de señales de EMG

A medida que se realizaba el movimiento del brazo se fueron registrando las señales mioeléctricas que producían los músculos, a una frecuencia de 1000 Hz. Sin embargo, estas señales registradas presentan muchas variaciones o ruido debido posiblemente a interferencias eléctricas debido a aparatos electrónicos presentes en el laboratorio en el momento de llevar a cabo el estudio, y a la resistencia eléctrica de la piel, entre otros.

Por este motivo, una vez capturadas dichas señales, será necesario someterlas a un tratamiento de rectificado y filtrado, con la finalidad de mejorar la calidad de los resultados finales.

Para llevar a cabo la tarea de filtrado, se utilizó un filtro SSA (*Singular Spectrum Analysis*) con una longitud de ventana de 250, reteniendo las dos primeras componentes de la señal.

Una vez filtrada la señal, se procede a rectificarla; para tener en cuenta el hecho de que se están registrando las señales mioeléctricas debido a la polarización y despolarización de las fibras musculares.

A continuación, se representará mediante un diagrama de bloques cómo fue el proceso de tratamiento de las señales mioeléctricas (Figura 26). Por motivo de simplicidad, solamente serán representadas las señales obtenidas del grupo muscular bíceps. Sin embargo, este proceso se realizó para todas las señales registradas, de todos los músculos implicados.

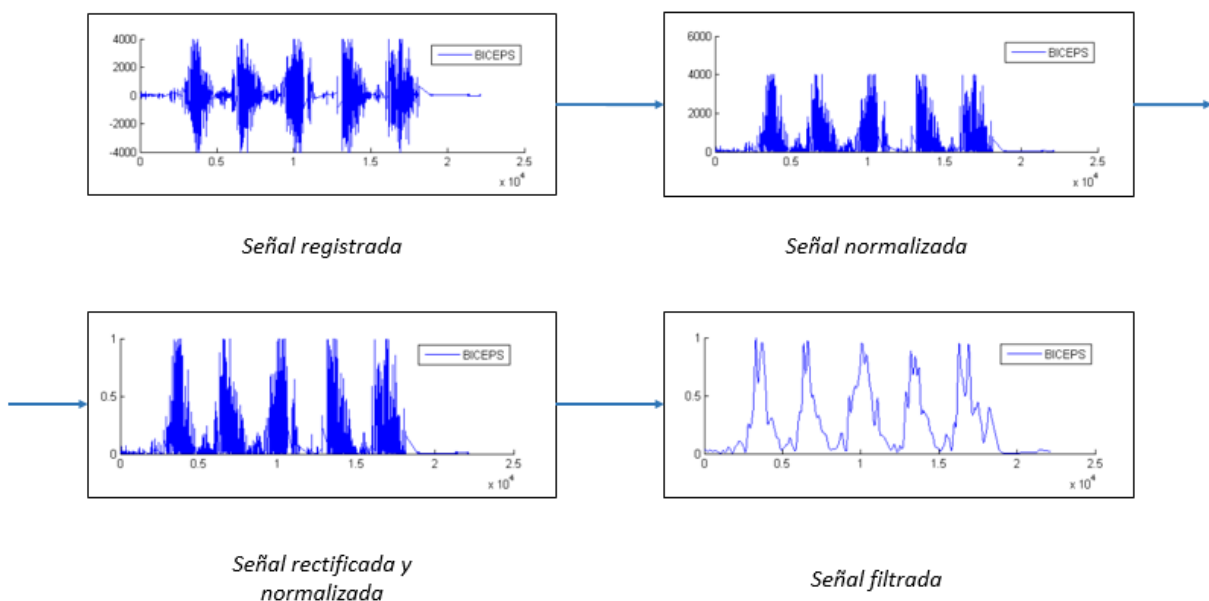


Figura 26 - Proceso del tratamiento de las señales registradas del grupo muscular bíceps

2.4.4 Cálculo de fuerzas musculares a partir de la EMG

Para poder llevar a cabo el proceso de obtención de las fuerzas musculares, será necesario integrar los parámetros por defecto de los músculos (entre ellos las señales EMG tratadas)⁶ y además, utilizar la dinámica del músculo-tendón (modelo muscular de Hill).

De acuerdo al modelo muscular de Hill, las variables de estado del *i*-ésimo músculo se expresan en un vector tal que:

$$\underline{x}_i(t) = \begin{bmatrix} a_i(t) \\ F_i^{MT}(t) \end{bmatrix} \quad (54)$$

Su primera derivada será:

$$\dot{\underline{x}}_i(t) = \begin{bmatrix} \dot{a}_i(t) \\ \dot{F}_i^{MT}(t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f(a_i(t), u_i(t)) \\ f(a_i(t), F_i^{MT}(t), l_i^{MT}(t), v_i^{MT}(t)) \end{bmatrix} \quad (55)$$

La ecuación (55) puede expresarse como:

$$\dot{\underline{x}}_i(t) = \underline{f}(\underline{x}_i(t), u_i(t), l_i^{MT}(t), v_i^{MT}(t)) \quad (56)$$

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

$$\Delta t = \frac{T}{N} \quad (57)$$

Por otra parte, La excitación del músculo *i*-ésimo en un intervalo Δt se considera constante (Figura 27)

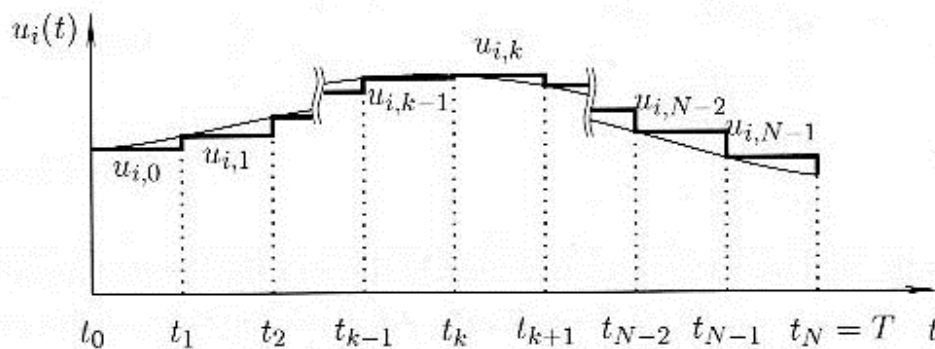


Figura 27 - Discretización del control neuronal para el músculo *i*-ésimo

⁶ Señales que ya han sido rectificadas, filtradas y normalizadas. A partir de ahora, se denominarán con la letra **u**.

Donde

$$t_{k-1} = (k - 1)\Delta t \text{ y } t_k = k\Delta t \quad (58)$$

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 correspondiente 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 ($t_{k-1} \leq t \leq t_k$) se calculan mediante una interpolación lineal de la siguiente forma:

$$l^{MT}(t_{k-1} \leq t < t_k) = l^{MT}(k - 1) + \frac{l^{MT}(k) - l^{MT}(k - 1)}{\Delta t}(t - t_{k-1}) \quad (59)$$

$$v^{MT}(t_{k-1} \leq t < t_k) = v^{MT}(k - 1) + \frac{v^{MT}(k) - v^{MT}(k - 1)}{\Delta t}(t - t_{k-1}) \quad (60)$$

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 iniciar el proceso de integración de las excitaciones musculares (u), es necesario conocer las fuerzas iniciales. Éstas se calculan basándose en la suposición de que la velocidad inicial de las fibras de cada músculo v^M es 0 y por tanto, $f_v(\tilde{v}^M = 0) = 1$.

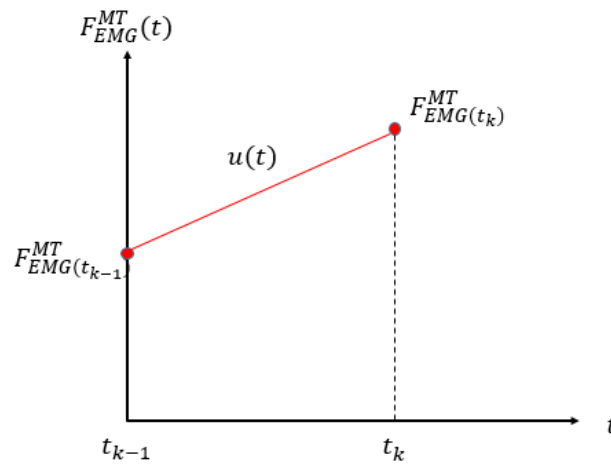


Figura 28 - Integración de fuerzas musculares a partir del EMG

2.4.5 Cálculo del par muscular realizado por el brazo

Uno de los objetivos finales de este proyecto, consiste en comparar el par muscular realizado por el brazo, teniendo en cuenta las señales mioeléctricas registradas; con el par muscular realizado por el brazo, calculado por dinámica inversa.

En consecuencia, una vez integradas las excitaciones musculares (u) se obtendrán las fuerzas musculares y, aplicando la ecuación (61) se podrá obtener el par realizado por ellos:

$$J^T \cdot F_{EMG}^{MT} = Q_{EMG}^{MT} \quad (61)$$

Donde J^T , es la matriz Jacobiana traspuesta de los brazos de momento⁷ aplicados para cada músculo, y Q_{EMG}^{MT} son los momentos resultantes.

A continuación, se representa un diagrama de bloques del proceso llevado a cabo para lograr obtener este momento resultante (Figura 29):

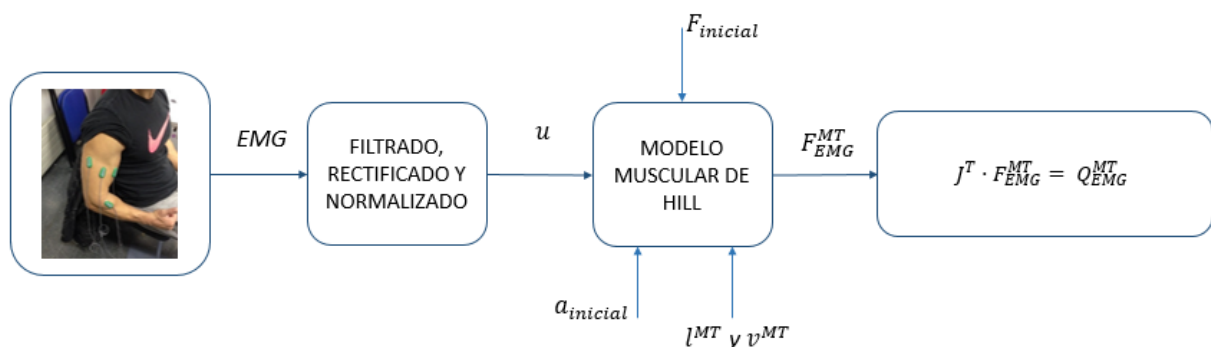


Figura 29 - Diagrama de bloques del proceso llevado a cabo para la integración de las fuerzas musculares a partir de las señales mioeléctricas registradas y posterior cálculo del par realizado por el brazo.

2.4.6 Calibración del modelo con optimización

En consecuencia a lo antes mencionado, se obtuvieron los momentos resultantes para cada instante de tiempo alrededor del eje del codo, Q_{EMG}^{MT} , los cuales serán representados frente a los momentos resultantes calculado por dinámica inversa, en la siguiente gráfica (Figura 30):

⁷ Los brazos de momento dependen de la posición en que esté el brazo y de los puntos de inserción de cada músculo. Se calculan desde la línea de acción del musculo definida entre los puntos de inserción efectivos.

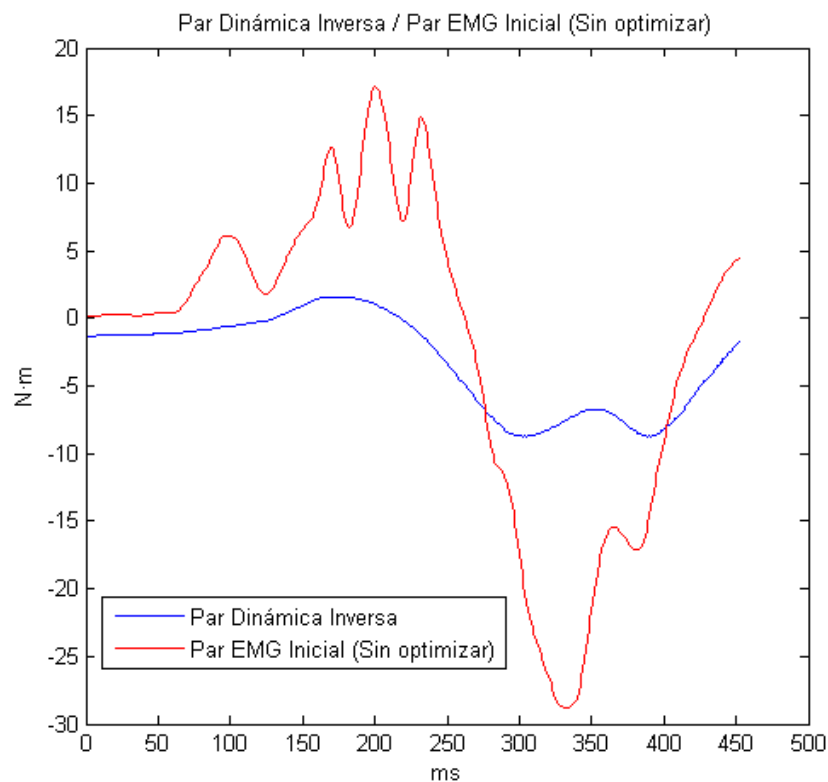


Figura 30 - Representación gráfica del momento resultante realizado por el brazo, obtenido a partir de la dinámica inversa y a partir de las fuerzas musculares obtenidas por EMG.

Puede observarse en la gráfica, que existe una diferencia o error entre ambos resultados el cual ha sido calculado y tiene un valor de **8.8934** N·m. Es por ello, que será necesario calibrar o ajustar los parámetros musculares del modelo muscular de Hill gracias a una técnica de optimización⁸ con el fin de disminuir el valor de dicho error y en consecuencia, obtener el mejor resultado posible. Para poder llevar a cabo esto, se probarán distintos criterios de optimización encontrados en la bibliografía.

Al referirnos a optimización, hacemos referencia al proceso de búsqueda de un valor mínimo (en este caso del error), de una función. Dicha función se conoce como *función objetivo*. La cual, para este caso, es la siguiente (Ecuación 62):

$$error_{RMS} = \sum_{t=0}^{t=fin} \sqrt{\frac{[(Q_{EMG}(t) - Q_{Din.Inv}(t))]^2}{n_{frames}}} \quad (62)$$

Donde $Q_{Din.Inv}(t)$, es el momento resultante del brazo calculado por dinámica inversa y $Q_{EMG}(t)$, el momento resultante del brazo obtenido a partir de las fuerzas musculares calculadas mediante la integración de EMG y n_{frames} corresponde al número de intervalos de tiempo utilizados en la iteración.

⁸ Función *fmincon* de MATLAB. Encuentra el mínimo de una función no lineal de varias variables con restricciones.

Además de buscar el mejor resultado sujeto a la *función objetivo*, el optimizador está sometido a cumplir una serie de restricciones. En este caso, las restricciones sirven para limitar el espacio de solución del problema. En efecto, los parámetros musculares que servirán indirectamente de variables al problema, no podrán coger valores incoherentes.

Criterios de optimización EMG – Driven

La función objetivo es común a todos los criterios que se estudian en este proyecto. Sin embargo, los investigadores divergen principalmente sobre los parámetros que hay que usar como variables. Para saber que método es el mejor para nuestro problema, vamos a comparar cinco métodos encontrados en la bibliografía.

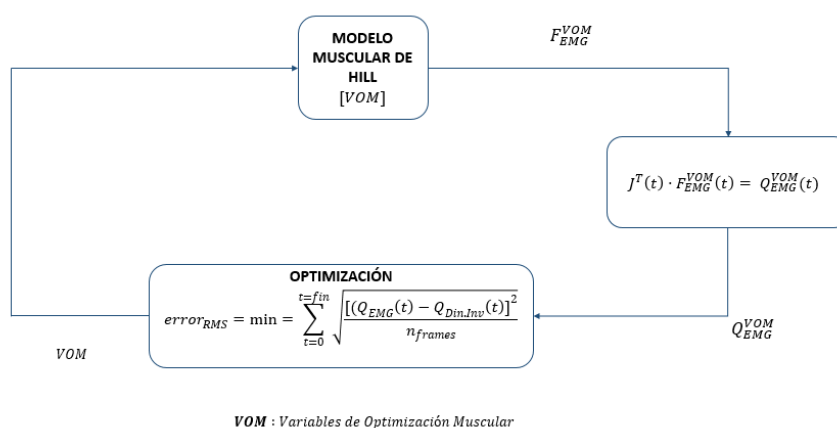


Figura 31 - Esquema del proceso iterativo llevado a cabo para minimizar el error de la función objetivo, aplicando diferentes criterios de optimización.

- **EMG – Driven 1**

Este primer criterio propuesto por (Raison et al. 2011) es el más simple porque tiene solamente 2 variables a optimizar. El autor propone multiplicar por un factor de escala las fuerzas máximas isométricas musculares de los músculos extensores y flexores del brazo.

La siguiente tabla recuerda las funciones de los músculos del brazo; cuales son extensores y cuáles son flexores:

Tabla 3 - Músculos extensores y músculos flexores que forman parte del estudio.

Músculos extensores	Músculos flexores
Braquial (BRA)	Tríceps medio (TRI Med)
Bíceps corto (BIC Short)	Tríceps lateral (TRI Lat)
Bíceps largo (BIC Long)	Tríceps largo (TRI Long)
Braquioradial (BRD)	

Con el fin de mantener los parámetros musculares coherentes, el autor propone los siguientes límites los cuales se usaran como restricciones del problema de optimización:

$$0.5 \leq k^{flex} \leq 1.5 \quad (63)$$

$$0.5 \leq \Delta^{ext} \leq 1.5 \quad (64)$$

Donde k^{flex} y Δ^{ext} corresponden a las fuerzas isométricas máximas de los músculos extensores y flexores del brazo, respectivamente.

- **EMG – Driven 2**

En este caso, además de variar las fuerzas isométricas máximas de los músculos extensores y flexores, los autores (Lloyd and Besier 2003) proponen variar la longitud del tendón sin tensión. Este nuevo parámetro (uno por cada músculo) es muy sensible, porque el tendón se comporta como un muelle con una rigidez muy alta. En total, se tendrán un total de 9 variables de optimización con estas restricciones:

$$0.5 \leq k^{flex} \leq 1.5 \quad (65)$$

$$0.5 \leq \Delta^{ext} \leq 1.5 \quad (66)$$

$$0.5 \leq l_{s,m}^T \leq 1.5 \quad (67)$$

Donde k^{flex} y Δ^{ext} corresponden a las fuerzas isométricas máximas de los músculos extensores y flexores del brazo, respectivamente. $l_{s,m}^T$, se trata de longitud del tendón sin tensión.

- **EMG – Driven 3**

En este criterio el autor (Langenderfer et al. 2005) propone un método similar al primero, con la diferencia de escalar los músculos de forma individual en vez de agruparlos según su función. Los 7 factores de escala se podrán igualmente variar bajo estas limitaciones:

$$0.5 \leq k^m \leq 1.5 \quad (68)$$

Donde k^m , corresponde a la fuerza isométrica máxima de cada músculo estudiado en el brazo.

- **EMG – Driven 4**

Este cuarto método, el cual ha sido propuesto por el Laboratorio de Ingeniería Mecánica (LIM) de la Universidade da Coruña, consiste en una combinación de los criterios EMG – Driven 3 y EMG – Driven 2. En el cual, se modifican las fuerzas isométricas máximas de cada músculo del brazo perteneciente al estudio (k^m), además de la longitud del tendón sin tensión ($l_{s,m}^T$).

Cabe destacar, que se trata del método que cuenta con más variables de optimización, un total de 14 restricciones.

$$0.5 \leq k^m \leq 1.5 \quad (69)$$

$$0.5 \leq l_{s,m}^T \leq 1.5 \quad (70)$$

- **EMG – Driven 5**

Los autores (Sartori, Farina, and Lloyd 2014) proponen igualmente diferenciar los músculos extensores y los músculos flexores para escalar la fuerza isométrica máxima. Pero añade como novedad, escalar la señal EMG (u) porque se pudo constatar que su normalización es un tema complicado y discutible.

$$0.5 \leq k^{flex} \leq 1.5 \quad (71)$$

$$0.5 \leq \Delta^{ext} \leq 1.5 \quad (72)$$

$$0.5 \leq u_m \leq 1.5 \quad (73)$$

Donde nuevamente, k^{flex} y Δ^{ext} corresponden a las fuerzas isométricas máximas de los músculos extensores y flexores del brazo, respectivamente. u_m , corresponde a la señal EMG escalada

CAPÍTULO III

EXPERIMENTO Y RESULTADOS

3. Experimento y resultados

3.1 Movimiento estudiado

El movimiento que se ha tomado como referencia para este proyecto ha sido la **flexión y extensión del codo**.

Hay que tener en cuenta que dependiendo de cómo se realice el movimiento y de la posición relativa del brazo con respecto al torso, se implicarán más unos músculos que otros y en consecuencia, los resultados serán diferentes. Por lo que se ha llevado a cabo una secuencia de movimientos, dónde son los músculos del brazo los más implicados en el proceso.

A continuación, se muestra una secuencia de imágenes del movimiento llevado a cabo, en donde se distinguen 4 fases:

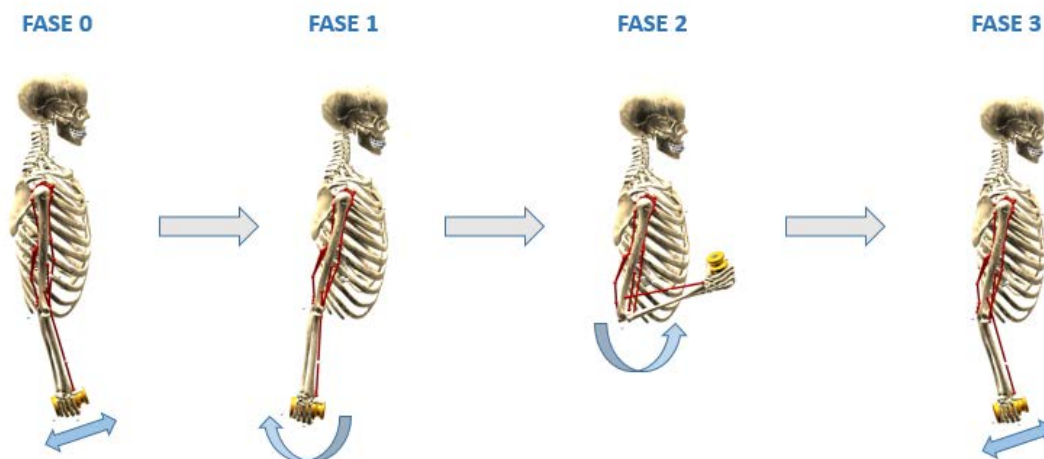


Figura 32 - Secuencia del movimiento estudiado

El movimiento se inicia a partir de la **fase 0** en donde el individuo sujeta un peso de 2kg con el brazo en fase de reposo. A continuación, el individuo lleva el brazo unos grados hacia atrás estirándolo al máximo de forma a producir una extensión; con el fin de obtener actividad de los extensores de brazos también (lo que no se observaba en los proyectos anteriores) (**fase 1**). A partir de la fase anterior, se flexiona el codo para activar esta vez los músculos anteriores del brazo (**fase 2**). Finalmente, se vuelve a la posición inicial de reposo (**fase 3**).

3.2 Resultados

Se observó anteriormente que en el proceso de optimización existe una gran discrepancia entre el par mecánico obtenido a partir de la dinámica inversa y el par obtenido integrando las señales mioeléctricas con los parámetros por defecto (Figura 31). Por este motivo, se han utilizado métodos de optimización con la finalidad de disminuir el error existente entre ambos pares, y encontrar qué criterio proporciona el mínimo error.

Finalizado el proceso iterativo de optimización llevado a cabo en MATLAB, se han obtenido los siguientes resultados:

Tabla 4 - Errores obtenidos a partir del proceso de optimización de la función objetivo mediante el uso de diferentes criterios de optimización. Además, se especifica el valor del error obtenido sin optimizar.

CRITERIO	ERROR [N·m]
EMG Inicial (Sin optimizar)	8.8934
EMG Driven 1	2.4391
EMG Driven 2	2.5906
EMG Driven 3	2.3969
EMG Driven 4	2.3054
EMG Driven 5	2.3526

Puede observarse que el criterio de optimización denominado *EMG – Driven 4 (LIM)*, ha sido el que ha proporcionado un error menor en comparación al resto de criterios. Por tanto, este criterio corresponde a aquél que proporciona un error mínimo, entre el par muscular obtenido a partir de la dinámica inversa y el par muscular obtenido a partir de las señales mioeléctricas.

Hay que destacar que es el criterio que contaba con más variables de optimización. Algunos autores (Buchanan et al. 2004), advertían de que el uso de demasiadas variables podría ser nefasto a la hora de realizar el proceso iterativo llevado a cabo por el optimizador, pero en este caso no lo ha sido. Sin embargo, vemos que sí ha sido el caso entre el método 1 y 2, en dónde la complejidad añadida en el método 2, le afectó negativamente.

Es también importante de señalar que el tiempo de cálculo es directamente afectado por el número de variables del sistema. En efecto, las posibles soluciones a comprobar por parte del optimizador se multiplican por cada variable a suplementar lo que le complica la tarea. Sin embargo, en este estudio el tiempo de cálculo no es un factor muy importante debido a que el proceso de calibración de los parámetros musculares se ejecutará una sola vez por cada sujeto.

De las gráficas presentadas a continuación, se observa que la optimización ha mejorado claramente la aproximación al par mecánico calculado por dinámica inversa respecto al par obtenido con los parámetros musculares por defecto. La diferencia entre los cinco criterios estudiados no es tan evidente a simple vista. (Figura 33).

Por otra parte, por mucho que se haya conseguido disminuir el error, se sigue observando importantes diferencias entre la curva del par obtenida a partir del criterio de optimización *EMG – Driven 4* y el par muscular calculado a partir de la dinámica inversa (Figura 34).

Esas diferencias se deben principalmente a los patrones de la actividad de cada músculo que no cuadran con exactitud con el movimiento. Pueden ser culpa de errores en medición de las señales EMG, en la grabación del movimiento y/o en la geometría del modelo

músculo esquelético. Características que hacen que la biomecánica no sea una ciencia tan exacta y que se tienen que asumir.

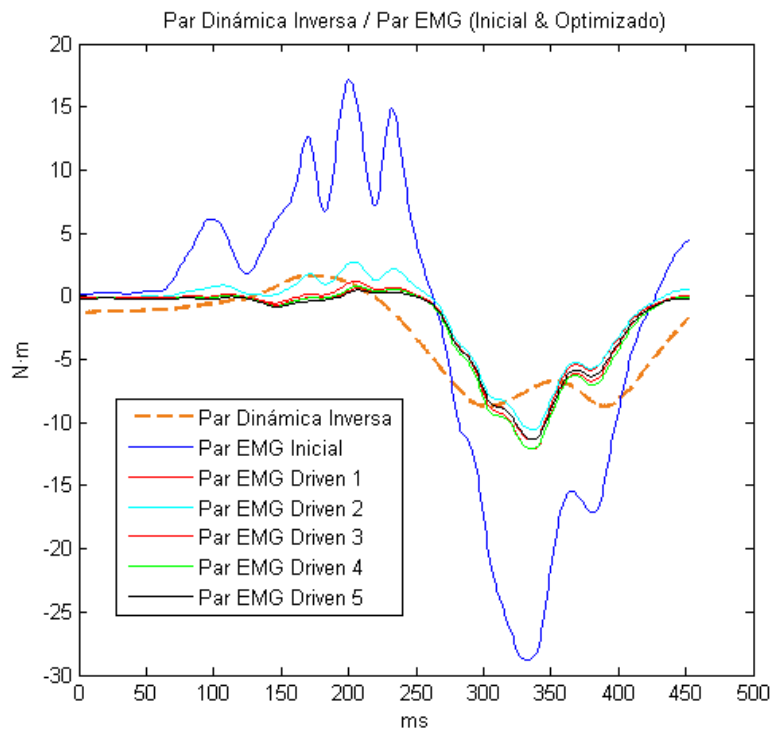


Figura 33 - Representación gráfica de los pares musculares obtenidos a partir de las señales mioeléctricas (con y sin optimización) en comparación con el par muscular obtenido a partir de la dinámica inversa.

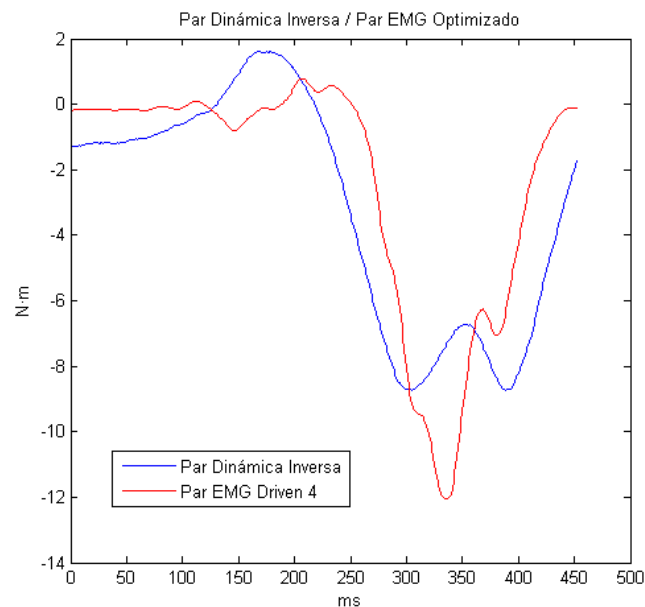


Figura 34 - Comparación gráfica entre el par muscular obtenido a partir de la dinámica inversa y el par muscular obtenido a partir de las señales mioeléctricas, utilizando el criterio de optimización EMG Driven 4.

CAPÍTULO IV

CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

4. Conclusiones y trabajos futuros

Para llevar a cabo este proyecto se recurrió a trabajos realizados anteriormente, con el objetivo de poder complementarlos y aprovechar el trabajo ya hecho.

El objetivo principal del proyecto ha sido ajustar los parámetros musculares del modelo al sujeto. Para ello, se tuvo que realizar primero un trabajo experimental para recolectar los datos necesarios los cuales tuvieron que ser tratados, como por ejemplo, las señales mioeléctricas (EMG), las cuales fueron sometidas a un proceso de rectificación, normalización y filtrado con la finalidad de poder eliminar o disminuir al máximo el ruido generado por el proceso biológico de la activación muscular.

En un segundo tiempo, se calcularon las fuerzas musculares generadas por estas señales tratadas, siguiendo un camino inverso a los proyectos anteriores con el modelo muscular de Hill. Estas fuerzas musculares calculadas producen un par mecánico, el cual fue utilizado calibrar el modelo muscular.

Finalmente, se utilizaron varios criterios de optimización con el objetivo de poder reducir el error existente entre este par obtenido a partir de las señales EMG y el calculado con la dinámica inversa. Se recurrió a diferentes trabajos de investigación para saber que variables de optimización usar y con qué restricciones.

En total fueron *cinco* los criterios de optimización elegidos. El criterio denominado como EMG – Driven 4 (Laboratorio de Ingeniería Mecánica, LIM), fue el que proporcionó el menor error existente entre los pares musculares estudiados (a pesar de ser el más complejo y el más lento).

Aunque se haya mejorado mucho la correlación (respecto a los resultados obtenidos con los valores por defecto) con el par calculado por dinámica inversa, una diferencia significativa se puede observar debida a numerosas dificultades que conoce la biomecánica.

El posible siguiente paso relacionado con proyectos futuros, podría ser lograr estimar el movimiento que se realizaría a partir del par muscular obtenido y comparar este movimiento con el grabado. Señalar que se esperan grandes diferencias en el movimiento, debido a que los pares musculares obtenidos son distintos.

5. Bibliografía

Libros

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

Tesis doctorales

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

Proyectos fin de carrera

- ❖ Mosquera, Pablo. Cálculo de esfuerzos articulares en la marcha humana. Universidade da Coruña (2010).
- ❖ Rodríguez González, Antonio J. Estimación de esfuerzos musculares en el movimiento humano mediante técnicas de optimización. Universidade da Coruña. (2015).
- ❖ Zar Casás, Alejandro. Estimación de fuerzas musculares durante el movimiento del brazo humano mediante optimización estático – fisiológica. Universidade da Coruña (2016).

Recursos web

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

Artículos

- ❖ 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).
- ❖ Buchanan, Thomas S., David G. Lloyd, Kurt Manal, and Thor F. Besier. 2004. "Neuromusculoskeletal Modeling: Estimation of Muscle Forces and Joint Moments and Movements from Measurements of Neural Command." *Journal of Applied Biomechanics* 20 (4): 367–95. doi:10.1016/j.bbi.2008.05.010.
- ❖ 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).
- ❖ Hiniduma, Sahan S., Gamge, Udugama, 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).
- ❖ Holzbour, Katherine R.S., Murray, Wndy 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*.
- ❖ Langenderfer, Joseph, Suzanne LaScalza, Amy Mell, James E. Carpenter, John E. Kuhn, and Richard E. Hughes. 2005. "An EMG-Driven Model of the Upper Extremity and Estimation of Long Head Biceps Force." *Computers in Biology and Medicine* 35 (1): 25–39. doi:10.1016/j.compbiomed.2003.12.002.
- ❖ Lloyd, David G., and Thor F. Besier. 2003. "An EMG-Driven Musculoskeletal Model to Estimate Muscle Forces and Knee Joint Moments in Vivo." *Journal of Biomechanics* 36 (6): 765–76. doi:10.1016/S0021-9290(03)00010-1.
- ❖ Raison, Maxime, Christine Detrembleur, Paul Fiset, and Jean Claude Samin. 2011. "Assessment of Antagonistic Muscle Forces during Forearm Flexion/extension." *Computational Methods in Applied Sciences* 23 (July): 215–38. doi:10.1007/978-90-481-9971-6_11.
- ❖ Sartori, Massimo, Dario Farina, and David G. Lloyd. 2014. "Hybrid Neuromusculoskeletal Modeling to Best Track Joint Moments Using a Balance between Muscle Excitations Derived from Electromyograms and Optimization." *Journal of Biomechanics* 47 (15). Elsevier: 3613–21. doi:10.1016/j.jbiomech.2014.10.009.
- ❖ 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).
- ❖ Terauds, Juris. "Introduction to biomechanics cinematography and video as tools for the researcher and coach". California. (1983).
- ❖ Wham, Robert Matthew, "Three-Dimensional Kinematic Analysis Using the Xbox Kinect" (2012). University of Tennessee Honors.

ANEXOS

6. Anexo

▪ Anexo 1. Resultados

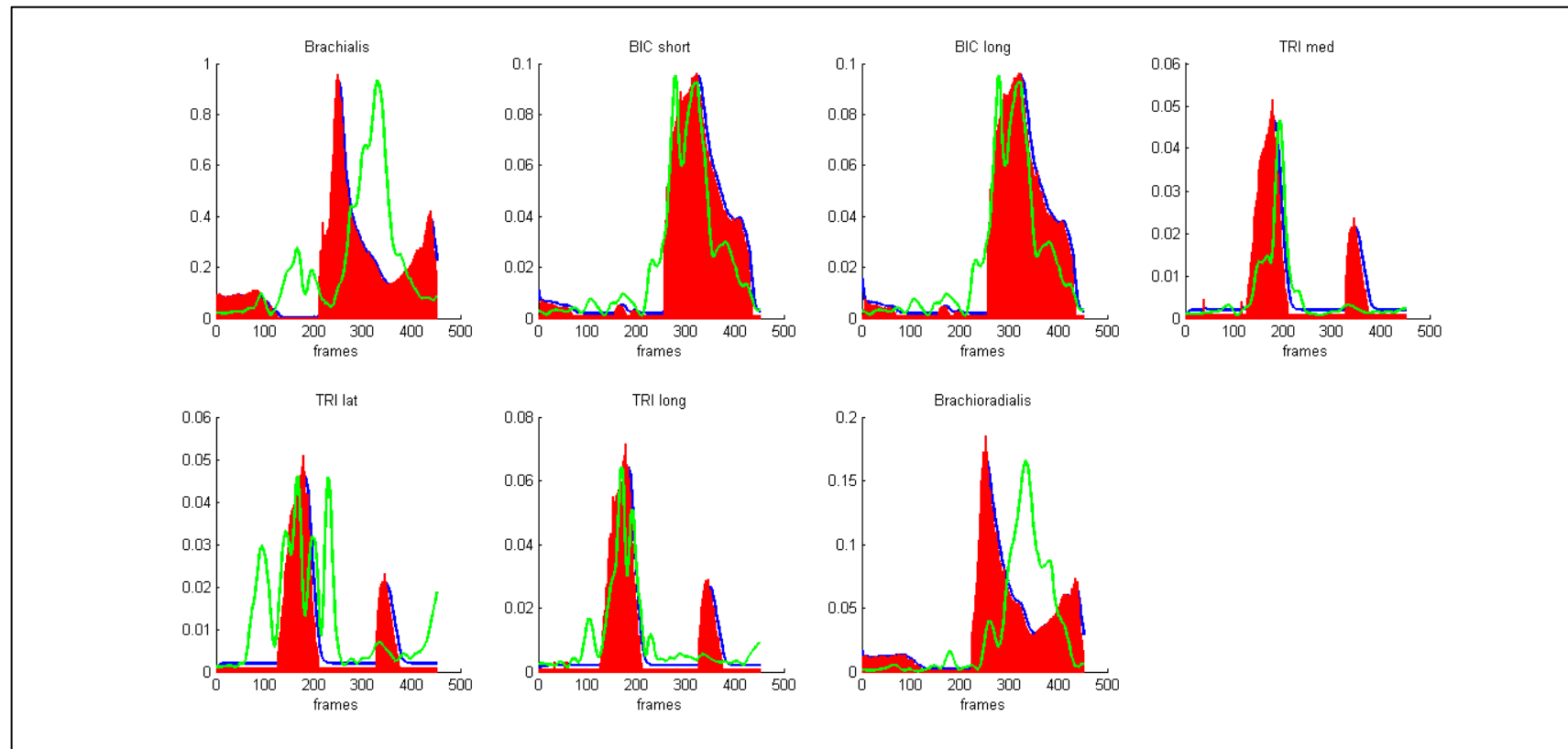


Figura Anexo - Representación gráfica de la activación (**AZUL**) y excitación muscular (**ROJO**) calculadas mediante optimización empleando la dinámica inversa; frente a la validación con las señales mioeléctricas registradas, EMG (**VERDE**)

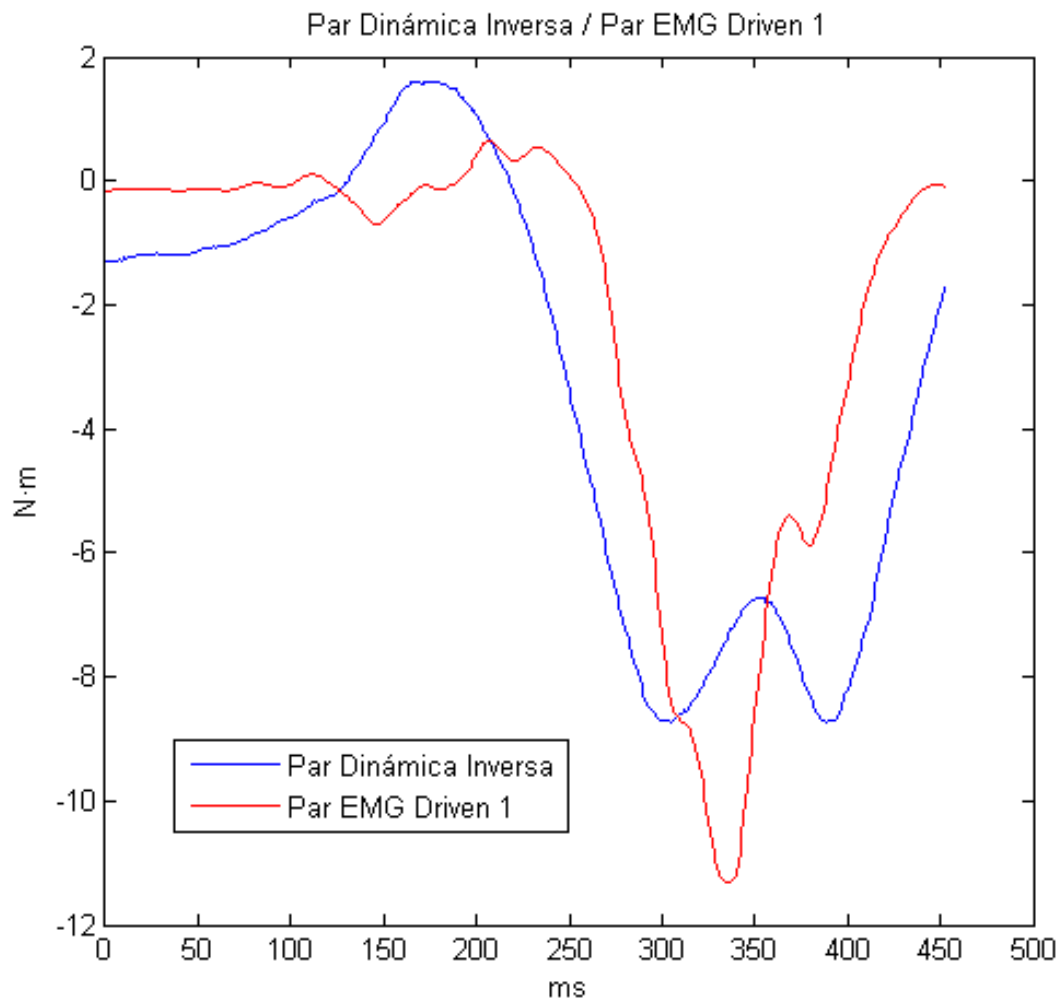


Figura Anexo - Representación gráfica del par muscular obtenidos a partir de la dinámica inversa frente al par obtenido a partir de las señales EMG y posterior optimización (EMG – Driven 1).

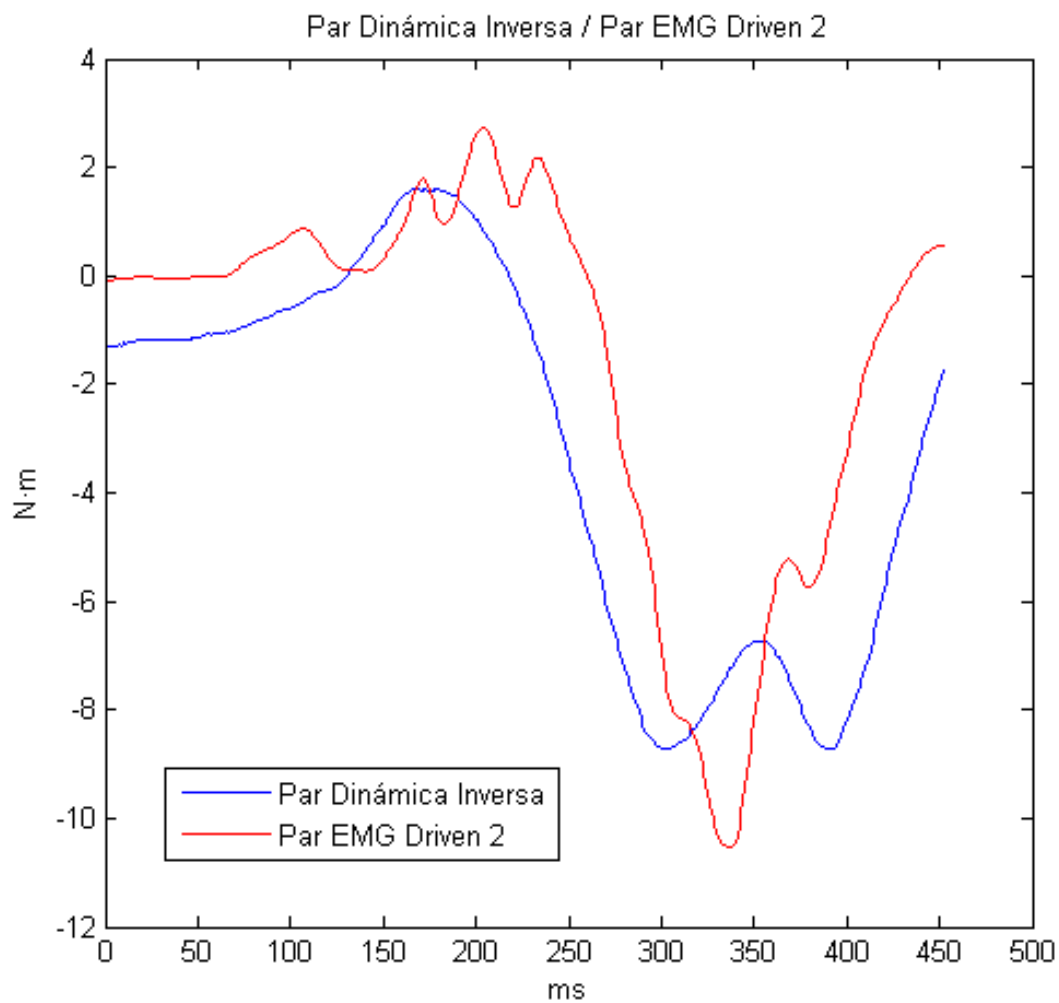


Figura Anexo - Representación gráfica del par muscular obtenidos a partir de la dinámica inversa frente al par obtenido a partir de las señales EMG y posterior optimización (EMG – Driven 2).

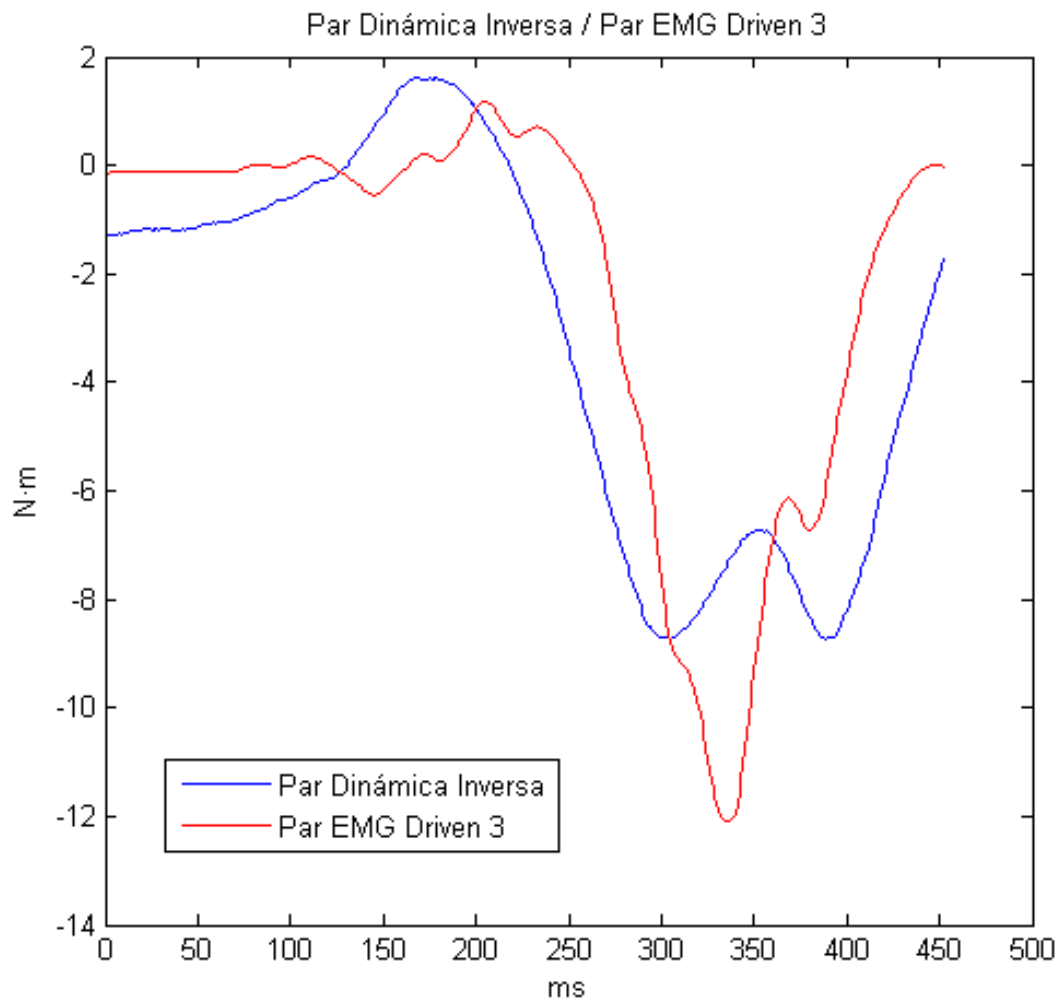


Figura Anexo - Representación gráfica del par muscular obtenidos a partir de la dinámica inversa frente al par obtenido a partir de las señales EMG y posterior optimización (EMG – Driven 3).

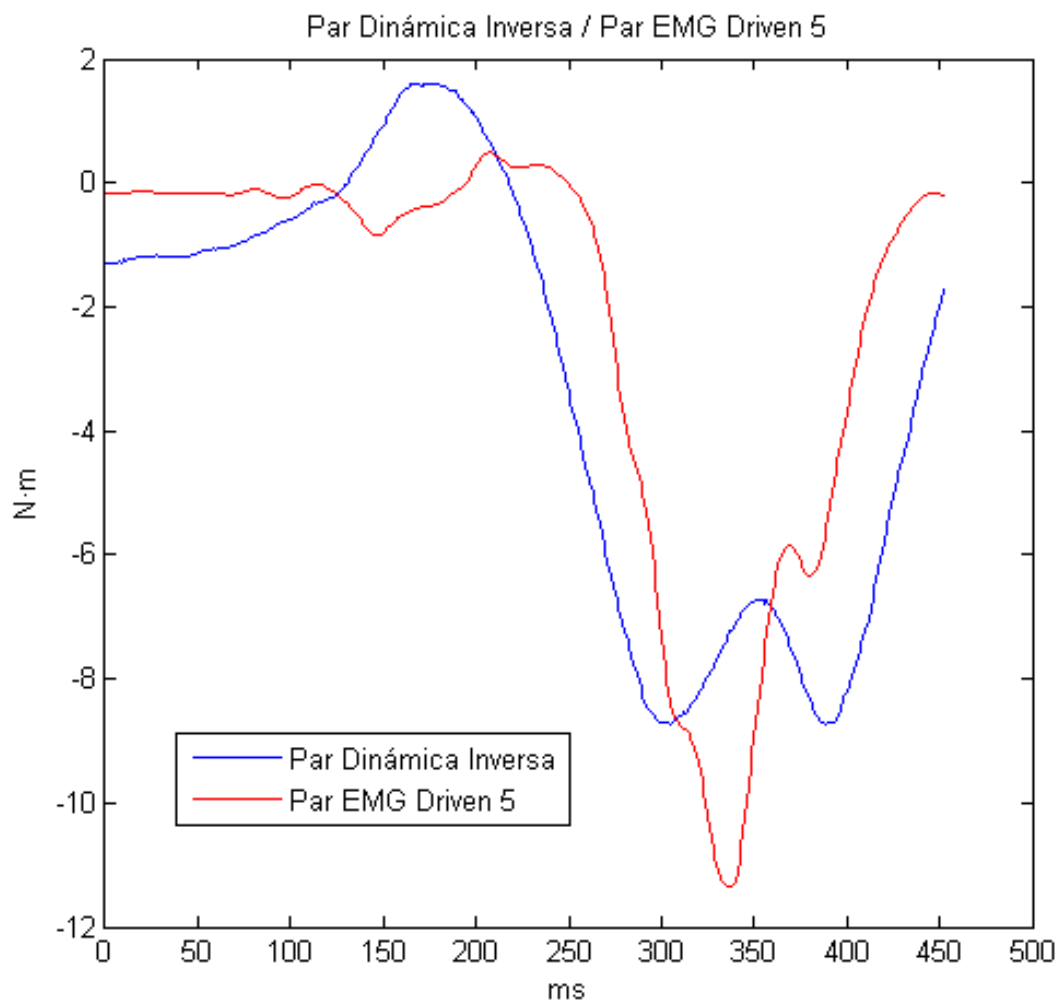


Figura Anexo - Representación gráfica del par muscular obtenidos a partir de la dinámica inversa frente al par obtenido a partir de las señales EMG y posterior optimización (EMG – Driven 5).

- **Anexo 2. Código de MATLAB realizado para el criterio de optimización EMG – Driven4.**

```

function [Fmt, activ, Par_EMG, Par_DI] =EMG_driven4(EMG_final, nframes,
n_musc, r_blender, PropMuscles, T, q, r, w_rot)

ind = @(r) 3*r-2:3*r;
m_asim = @(r) [0 -r(3) r(2); r(3) 0 -r(1); -r(2) r(1) 0];
rb = r_blender;

dt=0.01;
time = 0:dt:(nframes-1)*dt);
time = time';
timeTot = time';

npuntos = [2 6 10 7 7 7 2]';

% Calculo de Lmt y vMT

for i = 1:nframes
    cont=1;

    for n = 1:n_musc
        w = [];

        for p = 1:(npuntos(n)-1)
            v = rb(ind(cont+1),i)-rb(ind(cont),i);
            w(p) = norm(v,2);
            cont=cont+1;
        end

        cont=cont+1;
        Lmt(n,i) = sum(w);
    end

end

vMT = gradient (Lmt, dt);
Lts = PropMuscles(:,3);

% Restricciones

A = [];
b = [];
Aeq = [];
beq = [];

lb = zeros(1,n_musc*2);
ub = zeros(1,n_musc*2);
x0 = zeros(1,n_musc*2);

lb(1:n_musc) = 0.5;
lb(n_musc+1:end)=0.8;

```

Septiembre 2017

Eduardo A. González Ruiz

```
ub(1:n_musc) = 1.5;
ub(n_musc+1:end)=1.2;

x0(1:n_musc) = 1;
x0(n_musc+1:end) = 1;
%% OPTIMIZACION : FonctionMin
tic
options = optimoptions('fmincon','Algorithm','sqp','MaxFunEvals', 300,
'MaxIter', 400);
[x, fval] = fmincon(@FonctionMin,x0,A,b,Aeq,beq,lb,ub,[],options);
x4 = x;
error4 = fval;
toc
activ4=activ;
Fmt4=Fmt;
Par_EMG4=Par_EMG;
Par_DI4=Par_DI;

save OutputMuscles/DatosEMG_Driven4 Fmt4 activ4 Par_EMG4 Par_DI4 error4 x4

function f = FonctionMin(x)

    for i=1:n_musc
        Fm0(i,1) = x(i) * PropMuscles(i,1);
    end

    for i=1:n_musc
        Lts(i,1) = x(i+n_musc) * PropMuscles(i,3);
    end

    for j = 1:n_musc
        lm0_calc(j) = max(Lmt(j,:))-Lts(j);
        Lm0(j,1)= lm0_calc(j);
        vMax(j,1)=(lm0_calc(j))/0.1;
        l_w(j,1)= (lm0_calc(j))*sin(PropMuscles(j,4)*pi/180.d0);
    end

    clear Mex
    MexDifFm(time, dt, Lm0, Lts, l_w, vMax, Fm0, 0)

    if i == 1
        Fmt=zeros(1,size(PropMuscles,1));
        activ=zeros(1,size(PropMuscles,1));
    end

    for k=1:size(Lm0,1)
        activ(1,k) = EMG_final(1,k);
        Fmt(1,k) = parameterfunfIni_Fortran(k, Lm0, Lmt(:,1), Lts, l_w,
EMG_final(1,:), Fm0);
    end

    for i=2:nframes
        for k=1:size(Lm0,1)
            u = EMG_final(i,k);
            [t1,y] = parameterfundifFmMex(i, k, u, activ(i-1,k), Fmt(i-
1,k), time, Lmt', vMT');
```

```
        Fmt(i,k) = y(size(y,1),2);
        activ(i,k) = y(size(y,1),1);
    end
end

%% Pares del codo y Cálculo del error entre Par_EMG y Par_DI

err=0;

for i=1:nframes
    Par_DI(i,1) = -T(7,i);

    for n = 1:n_musc
        C(:,n) = (m_asim(r(ind(2*n),i)-
q(ind(1),i)))*(r(ind(2*n),i)-r(ind(2*n-1),i))/norm(r(ind(2*n),i)-
r(ind(2*n-1),i)));
    end

    Jac = w_rot(:,i)'*C;
    Fmt_t = Fmt(i,:);
    Par_EMG(i,:) = Jac * Fmt_t';

    % Cálculo del error total entre Par_EMG y Par_DI

    err = err + sqrt(((Par_EMG(i)-Par_DI(i))^2)/nframes);

end

f=err;
end

end
```

