



POLITÉCNICA

ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS INDUSTRIALES
UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID

José Gutiérrez Abascal, 2. 28006 Madrid
Tel.: 91 336 3060
info.industriales@upm.es

www.industriales.upm.es



Marta Ibáñez Marín

05 TRABAJO FIN DE MASTER

INDUSTRIALES

TRABAJO FIN DE MASTER

BIOMECÁNICA DEL MÚSCULO Y EL TENDÓN. ANÁLISIS CRÍTICO DE MODELOS TEÓRICO-NUMÉRICOS.

FEBRERO 2022

Marta Ibáñez Marín

DIRECTOR DEL TRABAJO FIN DE MASTER:

Antonio Ros Felip





BIOMECÁNICA DEL MÚSCULO Y EL TENDÓN. ANÁLISIS CRÍTICO DE MODELOS TEÓRICO-NUMÉRICOS

Alumno:

Marta Ibáñez Marin

Tutor:

Antonio Ros Felip

Madrid, Febrero 2022

Universidad Politécnica de Madrid

Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales

INDICE

1.	RESUMEN	1
2.	JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS.....	2
3.	HISTOLOGÍA DEL CONJUNTO MÚSCULO TENDINOSO.....	3
3.1.-	Sistema muscular	3
3.1.1.	Clasificación del sistema muscular	3
3.1.2.	Composición del músculo esquelético	6
3.2.-	Músculo esquelético. Tendón.....	11
3.2.1.	El tendón	12
4.	EXCITACIÓN NEURONAL Y ACTIVACIÓN MUSCULAR.....	13
4.1.-	Excitación neuronal.....	13
4.1.1.	Definiciones	13
4.1.2.	Unión neuromuscular	15
4.1.3.	Unidad motora. Regulación de la fuerza muscular	17
4.2.-	Activación muscular	19
4.2.1.	Teoría de los filamentos deslizantes.....	20
4.2.2.	Relación entre la superposición de filamentos y la tensión desarrollada	22
5.	BIOMECÁNICA DEL SISTEMA MÚSCULO ESQUELÉTICO	25
5.1.-	Introducción	25
5.2.-	Caracterización mecánica.....	27
5.2.1.	Técnicas.....	27
5.3.-	Características mecánicas del tendón.....	33
5.4.-	Características mecánicas del músculo	35
5.4.1.	Activación del sarcómero.....	35
5.4.2.	Contracción muscular.....	37
5.5.-	Sinergia del sistema músculo esquelético	44
6.	EL MODELO CLÁSICO DE HILL-ZAJAC.....	48
6.1.-	Modelo del músculo.....	48
6.1.1.	Modelo matemático de la activación muscular (Zajac).....	49
6.2.-	Modelo del tendón. Propiedades.....	54
6.3.-	Modelo del actuador músculo- tendinoso (MT).....	56
6.3.1.	Curvas Fuerza-Longitud del actuador MT	58
6.3.2.	Ecuación general del actuador MT.....	59
6.3.3.	Modelo lineal del actuador MT	61
6.3.4.	Modelo no lineal del actuador MT	69
7.	APLICACIÓN: FLEXO EXTENSIÓN DEL CODO	75
7.1.-	Estudio elemental.....	75
7.1.1.	Modelo simplificado del antebrazo en posición neutra	76
7.1.2.	Modelo de Hill-Zajac aplicado al bíceps braquial.....	78
7.2.-	Estudio mediante el programa de OpenSim.....	82
7.3.-	Estudio mediante medidas de electromiografía y programa MATLAB	85
7.3.1.	Método 1: Captura de movimiento, modelo esquelético mediante elementos rígidos y aplicación de dinámica inversa.....	85
7.3.2.	Método 2: Registro electromiográfico, cálculo de función excitación y aplicación del modelo muscular de Hill.....	87
7.3.3.	Comparación de los pares articulares obtenidos por dinámica inversa y por aplicación del modelo muscular de Hill.....	89
7.3.4.	Cálculo del error y aplicación de métodos de optimización.....	89
8.	MODELOS FÍSICOS	90
9.	DISCUSIÓN, CONSLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS	94
10.	REFERENCIAS	97
11.	PLANIFICACIÓN TEMPORAL Y PRESUPUESTO.....	99
13.	ÍNDICE DE FIGURAS	101
15.	ÍNDICE DE TABLAS.....	104

1. RESUMEN

En la actualidad se tiende a depositar una confianza, muchas veces excesiva, en programas y herramientas informáticas. La potencia de cálculo y la facilidad de manejo han dado pie a que se deje de cuestionar aspectos básicos sobre el campo de estudio a tratar.

En el caso de las ciencias de la salud, en especial el cuerpo humano y su comportamiento; el sistema es no determinista y carece de estructura jerárquica que los gobierne en base a principios físicos clásicos. Este motivo hace que muchos recursos disponibles no justifiquen ciertos comportamientos y procesos de manera explícita y clara. Es por ello, que en este estudio se pretende dar una perspectiva ingenieril, aportando un enfoque sistemático y cuidadoso. Se tratará de evidenciar los patrones que permiten caracterizar el sistema muscular y se descartarán aquellos que no representan fielmente.

El trabajo consta de los siguientes puntos:

- Revisión exhaustiva de la biomecánica del conjunto músculo – tendón desde un punto de vista anatómico, histológico y fisiológico.
- Revisión del mecanismo electroquímico de la excitación neuronal y la activación muscular. A pesar de ser un tema tratado por muchos autores, es un proceso tremendamente complejo y no se ha encontrado un texto único donde se desarrolle de forma clara y accesible para todos. Por ello, en este texto se busca dar una perspectiva más asequible para la comprensión de todos, haciendo uso de información esquematizada y definiciones sencillas.
- Revisión de la caracterización empírica del sistema muscular. Se recopilan los ensayos y las tecnologías disponibles para conocer el comportamiento del músculo. Se revisan los valores obtenidos de las relaciones fuerza-longitud y fuerza-velocidad del músculo y tendón.
- Revisión crítica del modelo clásico de Hill y las puntualizaciones propuestas por Zajac en un artículo posterior (Zajac, 1989). Este texto es de gran aridez, lo que dificulta la comprensión del mismo. Se ha analizado, entendido y estudiado; para posteriormente aportar cierta continuación con desarrollos y particularizaciones propias.
- Aplicación del modelo de Hill y Zajac para la flexo extensión del codo.
 - o Desarrollo de un modelo elemental del movimiento de flexo extensión.
 - o Revisión de la aplicación de este movimiento en el software de uso generalizado OpenSim.
 - o Revisión de la comparativa entre la solución rigurosa por el modelo matemático no lineal y la obtenida por dinámica inversa.
- Evaluación de un modelo físico de Hill.

Este proyecto finaliza extrayendo conclusiones de cada uno de los puntos anteriores, donde se confirman las dificultades para aproximar los modelos físicos clásicos al cuerpo humano.

Se pide prudencia, especialmente ante las herramientas informáticas; pero en general ante todos los resultados obtenidos a partir de modelos, estos requieren de multitud de simplificaciones de las que se debe ser consciente a la hora de interpretar los resultados.

2. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

Desde la segunda mitad del siglo pasado, el desarrollo acelerado de las técnicas informáticas y la inteligencia artificial ha propiciado una corriente de pensamiento según la cual cualquier proceso físico, incluidos los biológicos, puede o podrá reducirse a secuencias de operaciones algorítmicas reproducibles en los ordenadores.

Se trata de una falacia, por supuesto. Se entiende por homeostasis la capacidad no algorítmica de los seres vivos para auto organizar y auto controlar los sucesos que permiten mantener en sus niveles correctos las variables físicas del cuerpo humano: temperatura corporal, niveles de glucosa, presión sanguínea, actividad cardíaca, dinámica nerviosa, celular, hormonal, genética, etc. Un caso paradigmático es el sistema músculo esquelético. Existen más de 600 músculos en el cuerpo humano, cada músculo puede activarse a distintos niveles y desarrollar distintas funciones. El sistema es muy redundante y sinérgico, es decir, varios músculos pueden desarrollar la misma función y no puede aislarse la actividad individual de un músculo independientemente de la de los demás. Es un misterio el procedimiento por el cual el sistema nervioso central gobierna toda esa actividad.

Se conoce el proceso electroquímico que provoca la contracción de las fibras musculares, se han caracterizado empíricamente las relaciones entre fuerza y longitud y entre fuerza y velocidad musculares, y hay técnicas que permiten monitorizar la actividad muscular. La más conocida es la electromiografía, que revela la actividad eléctrica asociada a la actividad muscular. El desarrollo de la misma llevó al convencimiento de que se podía conocer con precisión el patrón de excitación nerviosa, esto es, las órdenes del sistema nervioso central, para cada músculo monitorizado en cada situación de movimiento concreto. Con esa idea se desarrollaron modelos de cálculo de la actividad muscular generada por la excitación para, incorporando el modelo clásico de Hill, calcular la dinámica de la fuerza muscular en cualquier movimiento.

Todo ello culmina con el desarrollo de programas informáticos, tanto de investigación como comerciales, presuntamente capaces de predecir las fuerzas musculares que intervienen en cualquier movimiento. Tales programas se aplican a la mejora del rendimiento deportivo, a la rehabilitación posterior a las lesiones y las cirugías o a la adaptación de la implantación de prótesis y ortesis. Es muy habitual que esos programas sean auténticas cajas negras para los usuarios, y que se acepten sus resultados sin espíritu crítico. En consecuencia, los errores pasan desapercibidos y, lo que es peor, no hay conciencia del abismo conceptual existente entre los modelos matemáticos y la realidad.

En este TFM se pretende precisamente profundizar en este aspecto, y su objetivo último es una llamada a la prudencia de los usuarios de herramientas informáticas aplicadas a la biomecánica del músculo. Los objetivos parciales son los siguientes:

- Revisión de la biomecánica del sistema muscular: anatomía, histología y fisiología.
- Revisión del mecanismo electroquímico de la excitación y la activación muscular.
- Revisión de la caracterización empírica de las relaciones fuerza-longitud y fuerza-velocidad del músculo y el tendón.
- Estudio crítico del modelo analógico-matemático de Hill y Zajac del actuador músculo tendinoso.
- Estudio crítico de la aplicación de la electromiografía y los modelos matemáticos a la dinámica de la flexo extensión del codo.
- Evaluación de un modelo físico académico basado en el clásico de Hill.

3. HISTOLOGÍA DEL CONJUNTO MÚSCULO TENDINOSO.

3.1.- Sistema muscular

Muchas células del cuerpo tienen la capacidad de contracción y movimiento, pero únicamente un conjunto especializado de células son capaces de tener una contracción fuerte y sostenida permitiendo movimientos integrados: las células musculares.

El sistema muscular además tiene capacidades de acumulación de energía y transferencia de calor. Es un órgano contráctil que determina la forma y el contorno del cuerpo con un conjunto de más de 600 músculos, dando lugar al 40% del peso corporal total.

3.1.1. Clasificación del sistema muscular

Los músculos pueden clasificarse según la función que desempeñe, su estructura, las características de contracción, su forma, tamaño etc.

3.1.1.1. Clasificación del sistema muscular de acuerdo a su estructura.

Esta clasificación da lugar a tres tipos de músculos: liso, cardíaco y esquelético.

1. El músculo esquelético es voluntario y estriado ya que está formado por fibras largas y rodeadas por una membrana celular. Se encuentra unido a los huesos a través de los tendones y es el encargado del movimiento consciente mediante la transformación de energía electroquímica en energía mecánica. Estos músculos constituyen entre el 80 y el 90% del sistema muscular.
2. El músculo liso es involuntario. Están formados por células alargadas de gran tamaño. Se encuentra principalmente en los órganos huecos del cuerpo humano: en las paredes internas del tubo digestivo, de la vesícula, vejiga, útero, alrededor de la pupila, los vasos sanguíneos etc.
3. El músculo cardíaco únicamente se localiza en el corazón y tiene como función principal bombear la sangre por todo el cuerpo. Es de naturaleza estriada, aunque no conecte ningún hueso. Se contrae o relaja de manera plenamente involuntaria.

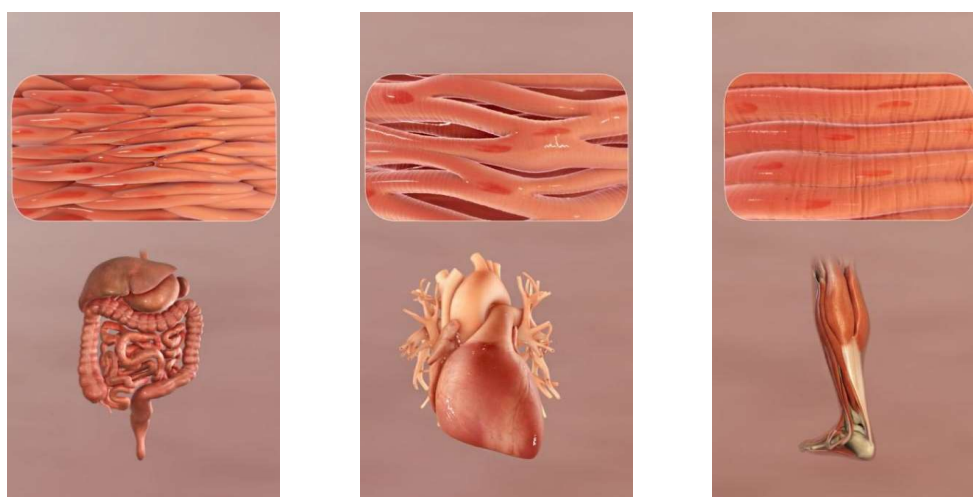


Figura 1 – Músculo liso, músculo cardíaco y músculo esquelético. Fuente: Internet.

3.1.1.2. Clasificación del sistema muscular de acuerdo a su participación en el movimiento.

- Músculo agonista: grupo de músculos cuya función es desarrollar una tensión para dar lugar al movimiento. Esta contracción puede ser con cambio de longitud del músculo (contracción isotónica si la fuerza es constante) o con longitud constante del mismo (contracción isométrica).
- Músculo antagonista: estos músculos tienen como objetivo mantenerse relajados, no se contraen pero dan apoyo facilitando y regulando la acción del músculo agonista. De esta forma, se alarga o acorta de forma pasiva.

Por ejemplo, en el movimiento de flexión del antebrazo el músculo bíceps braquial anterior ejerce una tensión permitiendo el movimiento contra el músculo tríceps que se relaja y no se contrae.

- Músculo neutralizador: se activa para evitar (neutralizar) alguna acción no deseable del músculo agonista.
- Músculo fijador o estabilizador: su función es sostener un hueso o alguna parte del cuerpo realizando una contracción estática y así permitir a otros músculos generar el movimiento.

3.1.1.3. Clasificación del sistema muscular de acuerdo a su contracción.

El término contracción hace referencia a la tensión desarrollada en el músculo, independientemente de si se produce un acortamiento del este o no.

En función de la resistencia externa el músculo puede contraerse, alargarse o mantenerse constante.

- Contracción isométrica o estática: En este tipo de contracción la longitud del músculo permanece constante. Se trata de una contracción en la que no hay movimiento ($v = 0$). Aunque existe un equilibrio entre la fuerza ejercida (F_M) y el peso/resistencia exterior (R), si existe un gasto energético.
- Contracción isotónica o dinámica: El músculo está sometido a una tensión constante ($F_M = \text{cte.}$) y distinta a la resistencia que se opone (R) lo que da lugar a movimiento. Esta contracción es la más habitual ya que se da en la mayoría de los deportes. Puede ser concéntrica o excéntrica:
 - Concéntrica: existe una aproximación entre los segmentos articulares, $F_M > R$ por lo cual el músculo se acorta.
 - Excéntrica: existe una separación de los segmentos articulares, $F_M < R$ por lo que el músculo se alarga.
- Contracción isocinética: El músculo está sometido a una velocidad constante, $v = \text{cte.}$ Por lo que sí que hay movimiento. Dependiendo del caso (alargamiento o acortamiento) la contracción será concéntrica o excéntrica.

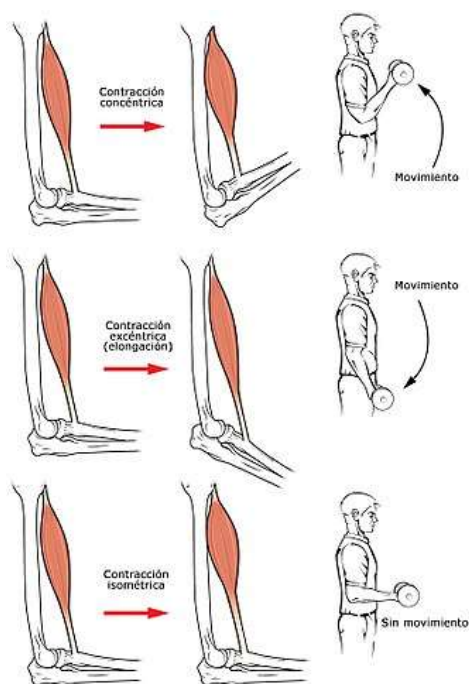


Figura 2 – Clasificación del sistema muscular de acuerdo a su contracción. Fuente: Internet.

Al combinar algunas de las contracciones anteriores aparecen otros tipos:

- Contracción auxotónica: combinación de isotónica e isométrica en distinta proporción.
- Contracción isocinética: contracción muscular máxima a una velocidad constante en todo el arco del movimiento.

3.1.1.4. Clasificación del sistema muscular de acuerdo a su tamaño, forma y ubicación.

A continuación se presenta una breve clasificación de los músculos en base a su morfología:

- Largos: principalmente los músculos de las extremidades, cadera, rodilla, codo o muñecas. El músculo más largo es el músculo sartorio, presente en el muslo y con forma alargada y delgada.
- Cortos: estos músculos serían los de las palmas de las manos y planta de los pies, realizan movimientos de alta precisión y gran fuerza. Suelen ser de grosor considerable.
- Anchos: aquellos músculos que tienen dimensiones similares en su extensión como en grosor. Entre sus funciones se encuentra la de proteger los órganos de esa zona, por ejemplo los que se encuentran en el abdomen o tórax.
- Orbiculares: son aquellos con forma circular, podemos encontrarlos en los párpados y en la boca.

3.1.2. Composición del músculo esquelético

El músculo esquelético está compuesto por tejido muscular, tejido conectivo, tejido nervioso y vasos sanguíneos; esta estructura es compleja y tiene una importancia funcional considerable.

A continuación, tomando de referencia la Figura 3, se va a analizar la estructura completa del músculo esquelético desde el interior hacia el exterior.

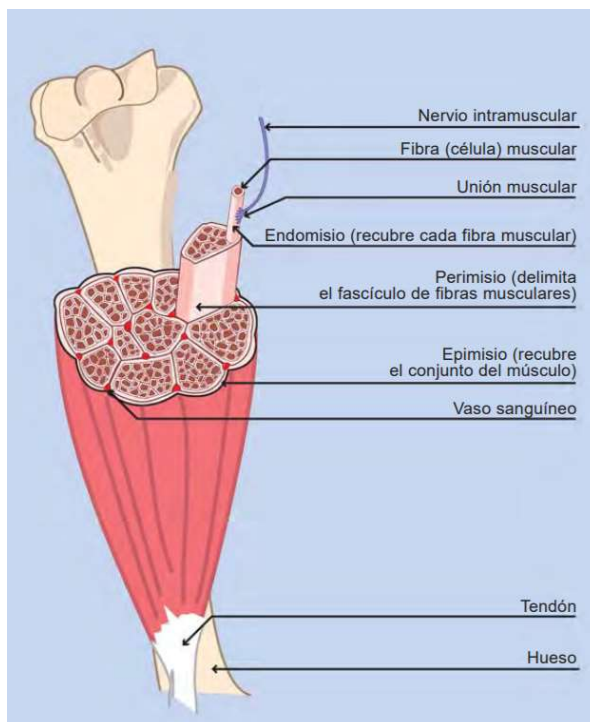


Figura 3 – Composición del músculo esquelético. (ASEM, 2003)

1. **Fibras musculares.** El tejido muscular está compuesto por miles de células cilíndricas llamadas fibras musculares. Los músculos se forman por la unión de estas células que dan lugar a unidades contráctiles proporcionando la capacidad de movimiento. Las fibras musculares se pueden clasificar en:
 - *Fibras de contracción rápida o blanca*, también conocidas como fibras Tipo IIB. Se activan cuando realizamos ejercicio anaeróbico (alta intensidad y corta duración). Generan mucha energía pero se fatigan rápidamente. Por no necesitar oxígeno están poco vascularizadas. Estas fibras son de mayor diámetro por lo que proporcionan una mayor fuerza
 - *Fibras de contracción lenta o rojas*, también conocidas como fibras tipo I. Estas fibras se activan cuando se desarrolla un trabajo anaeróbico. Larga duración e intensidad media. En este caso se utiliza el oxígeno y otros nutrientes como glucosa y grasa; además, como estas fuentes son más duraderas el músculo tarda en fatigarse. El color rojo es debido a la cantidad de capilares sanguíneos que tiene.
 - *Fibras de contracción intermedia* también conocidas como tipo IIA. Características intermedias entre las dos anteriores. Tiene una tonalidad roja, se contrae a velocidad alta como las primeras pero tiene una mejor resistencia a la fatiga como las fibras de contracción lenta.

2. **Endomisio.** Cada fibra está cubierta por una capa de tejido conjuntivo conocido como endomisio. La función principal es separar las fibras musculares. En el endomisio se concentran los vasos y nervios que brindan los nutrientes necesarios al músculo.
3. **Fascículos.** Al diseccionar un músculo se observa que este está compuesto por muchas fibras agrupadas en lo que se conoce como fascículos. En un mismo fascículo pueden haber cientos de fibras musculares. Ésta agrupación es necesaria para sincronizar el deslizamiento de actina y miosina tras recibir el impulso nervioso.
4. **Perimisio.** Los fascículos están rodeados por un tejido conectivo llamado perimisio que permite la entrada de los vasos sanguíneos a la parte más profunda del tejido muscular.
5. **Epimisio.** Finalmente el tejido conectivo que rodea todo el músculo y agrupa los fascículos es el epimisio.
6. **Tendón.** La mezcla gradual de los tejidos conectivos mencionados anteriormente da lugar al tendón. El tendón es un tejido conectivo muy resistente que se encuentra en el extremo del músculo uniéndolo con el hueso. La función del tendón es transmitir las fuerzas generadas por el músculo al hueso y así generar movimiento.

La disposición específica de los fascículos y por ende, de las fibras musculares, tiene una consecuencia directa sobre la fuerza y la capacidad del movimiento del músculo. Las fibras pueden estar dispuestas en la dirección del músculo o con cierta inclinación respecto a él. Esta disposición de las fibras influye directamente sobre la amplitud de los movimientos y la fuerza ejercida.

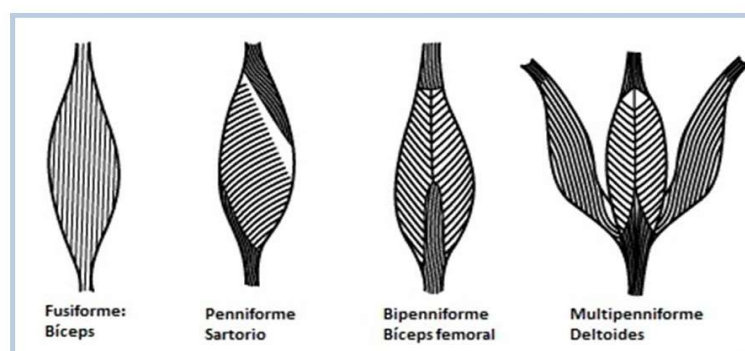


Figura 4 – Clasificación del músculo en función de la disposición de las fibras musculares. Fuente: Internet.

- **Músculo longitudinal o fusiforme:** las fibras musculares se encuentran en la dirección del eje del músculo. Esta disposición permite realizar movimientos más amplios al encontrarse las fibras en la dirección del movimiento. Estos músculos son conocidos como músculos funcionales, por permitir movimientos más expresivos en el espacio como lanzar objetos o dar una patada.
- **Músculo peniforme:** las fibras musculares se unen al tendón con un cierto ángulo respecto a la línea del movimiento, este ángulo se conoce como ángulo de penación. Las fibras con esta disposición se acortan de manera limitada, es decir, realizan movimientos de pequeño recorrido. Sin embargo, permiten obtener un mayor nivel de fuerza por tener un gran número de fibras concentradas en un espacio menor. Proporcionan una gran estabilidad por lo que son habituales en el entorno de las articulaciones para mejorar su protección.

Cuando la estructura peniforme se repite dentro del mismo músculo, se tienen disposiciones bipenniformes o incluso multipenniformes si es más de dos.

3.1.2.1. Fibras musculares

La fibra muscular o miocito esquelético es la célula del tejido muscular, por ello se presentan a continuación unas nociones básicas sobre la célula y su composición.

La célula es la estructura más pequeña de nuestro organismo y el resto de funciones superiores dependen de ella; por este motivo se le considera la unidad estructural y funcional básica de la vida.

Hay dos tipos básicos de células, células procariotas y células eucariotas, la diferencia principal entre ellas es que las células eucariotas tienen núcleo y las procariotas no. Los organismos con células procariotas son organismos unicelulares.

Centrándonos en las células eucariotas, estas se componen de tres partes principales: núcleo, membrana celular y citoplasma.

- La membrana celular: formada por lípidos, colesterol y proteínas. Rodea la célula y controla las sustancias que entran y salen de ella.
- El núcleo: contiene el nucléolo y la mayor parte del ADN celular. Es donde se produce la mayor parte del ARN. Se encuentra inmerso en el citoplasma.
- El citoplasma: líquido gelatinoso que se encuentra en el interior de las células. Se compone de la matriz citoplasmática conocida como citosol (solución acuosa que almacena potasio, azúcares, aminoácidos y calcio), citoesqueleto (red que da forma a la célula) y orgánulos (pequeños órganos). En el citoplasma se produce la energía anaeróbica (glucólisis), la síntesis del glucógeno, descomposición del glucógeno y la síntesis de los ácidos grasos.
- Orgánulos celulares:
 - *Mitocondrias*: donde se produce la energía aeróbica, llevan a cabo la oxidación de los sustratos ricos en energía.
 - *Reticulo endoplasmático*: sistema de transporte intracelular, a través de los ribosomas se sintetizan las proteínas.

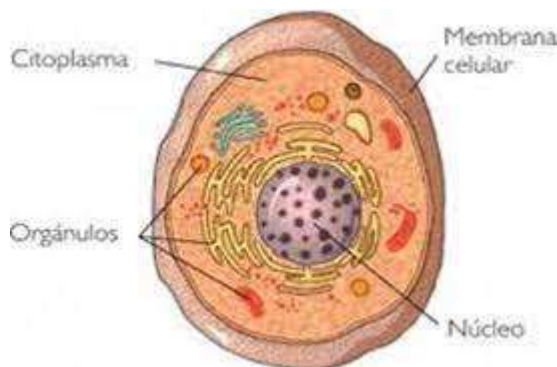


Figura 5 – Estructura común de las células: núcleo, membrana celular, orgánulos y citoplasma. Fuente: Internet.

Las fibras musculares son una de las células más largas del cuerpo, son largas estructuras cilíndricas con múltiples núcleos. Una célula muscular típica tiene entre 10 y 100µm de diámetro y la longitud puede variar desde unos pocos centímetros hasta 30cm de largo.

Estas células, como el resto de células del organismo contienen todos los elementos mencionados previamente, como se puede ver en la figura.

- Membrana celular: en este caso se llamará sarcolema.
 - Citoplasma: conocida como sarcoplasma. Es un líquido que contiene múltiples mitocondrias, grandes cantidades de depósitos de glucógeno, potasio, magnesio, fosfato y enzimas.
 - Núcleo: en este caso es una célula con múltiples núcleos que se disponen en la periferia justo debajo del sarcolema. Son aplanados y ovalados.
 - Orgánulos celulares:
 - o *Mitocondrias*: son abundantes y se encuentran en los espacios entre las miofibrillas. En ellas se va a producir la energía aeróbica.
 - o *Reticulo sarcoplasmático*: forma una red tubular rodeando a las miofibrillas musculares pero sin entrar en contacto con ellas, su función principal es el almacenamiento del calcio que posteriormente será liberado para el proceso de contracción.
- La membrana presenta unas invaginaciones conocidas como túbulos T que sirven para llevar el impulso nervioso a todas las miofibrillas. Estos túbulos están muy próximos a unas zonas del retículo sarcoplasmático llamadas cisternas terminales. Cada túbulo T queda entre dos cisternas terminales formando la conocida triada, ver Figura 6. Es aquí donde se tiene lugar la mayor liberación de calcio durante la contracción.
- Miofibrilla: estructura particular de las células musculares que se encuentra dentro del citoplasma y dan la propiedad de contracción y elasticidad al músculo. En su interior podemos encontrar dos elementos proteicos:
 - o *La miosina*: filamentos gruesos.
 - o *La actina*: filamentos delgados.

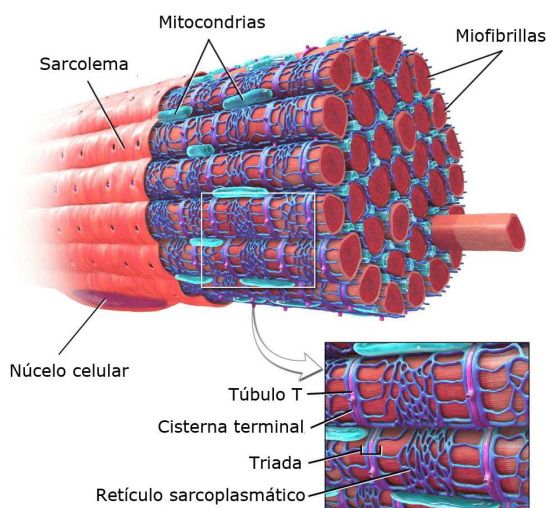


Figura 6 – Estructura interna de la fibra muscular. Fuente: Internet.

A continuación, se pasa a desarrollar algo más en profundidad las miofibrillas y sus componentes ya que son los elementos que particularizan a las fibras musculares. Para

establecer ordenes de magnitud, se debe tener en cuenta que en cada fibra muscular pueden llegar a haber millones de miofibrillas, y en cada una de estas se puede encontrar hasta 1500 filamentos de miosina y 3.000 filamentos de actina.

En la siguiente imagen se representa la estructura interna de la miofibrilla.

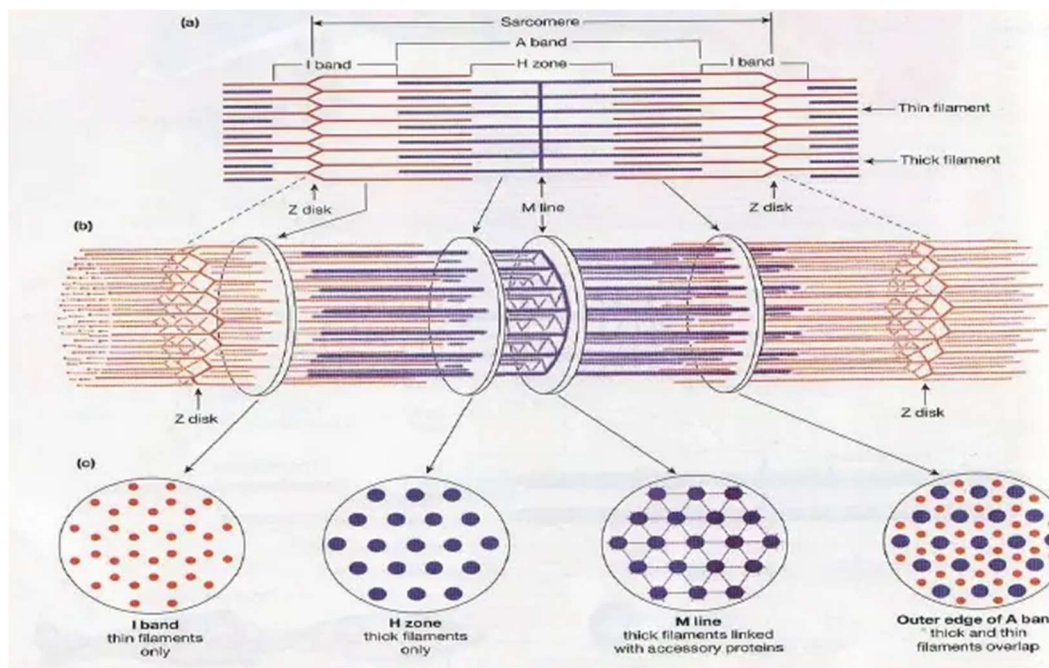


Figura 7 – Estructura interna de la miofibrilla. Fuente: Internet.

- La miosina o filamentos gruesos: representados de color morado. Como se observa en la zona central de la imagen, estos miofilamentos se disponen paralelamente y unidos con otros filamentos de miosina por una línea central conocida como línea M. Los filamentos gruesos tienen unas cabezas que agarran a los filamentos finos.
- La actina o filamentos delgados: representadas de color naranja. Estos filamentos también se disponen paralelamente, superponiéndose sobre los filamentos de miosina; cabe destacar que por cada filamento grueso se tendrán dos filamentos finos. En este caso también existe una región central donde se unen entre sí los filamentos de actina, en este caso se denomina disco Z.

Además, sobre la actina se encuentran dos proteínas fundamentales para el mecanismo de contracción y relajación del músculo, la troponina y la tropomiosina.

- El sarcómero o sarcómera: zona de la miofibrilla que va de disco Z a disco Z. Esta zona es la unidad funcional básica de la miofibrilla y se encuentra centrada sobre una línea M.
- La banda A o banda oscura: zona donde se encuentran los filamentos gruesos o miosina. Además abarcará también aquellos filamentos finos superpuestos sobre los gruesos.
- La banda B o banda clara: zona donde exclusivamente se encuentran filamentos finos.

A lo largo de todo el eje de la miofibrilla, se repite el conjunto de bandas claras y oscuras lo que caracteriza a la fibra muscular esquelética de estriada.

Finalmente, en la Figura 8 se muestra el músculo completo desglosado hasta su unidad más simple: los miofilamentos.

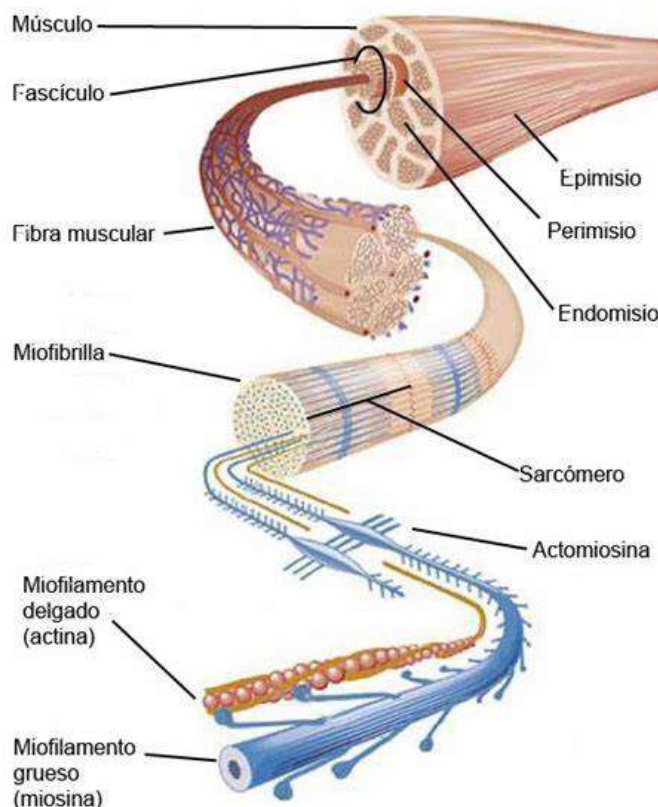


Figura 8 – Descomposición del músculo hasta su unidad básica: miofilamentos. Fuente: Internet.

3.2.- Músculo esquelético. Tendón.

El sistema esquelético-muscular lo forma la unión de los huesos, articulaciones y músculos; dando lugar a un conjunto que protege, sostiene y genera el movimiento del cuerpo humano.

Este sistema también contiene estructuras y tejidos conectivos como pueden ser:

- El cartílago: tejido semirrígido fuertemente hidratado que recubre las superficies articulares y actúa como amortiguador y lubricante.
- Los ligamentos: tejidos pasivos fibrosos insertados entre huesos, tienen función de estabilización y limitación de movimientos.
- Los tendones: conectan el sistema esquelético con el sistema muscular al unir los músculos con los huesos. La contracción muscular se transmite por sus extremos al tendón, y este se transmite al hueso por su zona de inserción.



Figura 9 – Articulación de rodilla. Fuente: Internet.

3.2.1. El tendón

El tendón es un tejido conectivo muy resistente, contiene numerosas fibras de colágeno tipo I y elastina. El colágeno tipo I proporciona la fuerza suficiente para resistir a altas tensiones. La elastina proporciona elasticidad, lo que favorece el deslizamiento de los haces de colágeno.

Los tendones pueden ser largos y acintados como vemos en músculos del miembro superior, cortos y cuadriláteros como se presenta en el músculo masetero o aplanado y ancho como en músculos de la pared abdominal, en este caso reciben el nombre de aponeurosis.

El tendón está compuesto por fascículos envueltos por endotenón que a su vez es envuelto por el epitenón. El espacio entre estas dos capas posee fluido que previene la fricción, lubrica y protege al tendón.

Como se observa en la Figura 10 al igual que la estructura del músculo, la estructura del tendón es jerárquica. El tendón está formado por fascículos, este está compuesto por fibras, las fibras por microfibras y finalmente llegamos al colágeno.

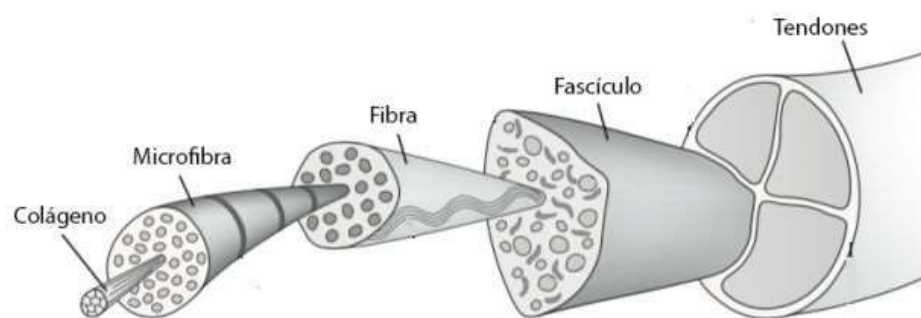


Figura 10 – Estructura del tendón. Fuente: Internet.

El tendón une el músculo al hueso por lo que tiene dos tipos de uniones:

- Unión miotendinosa, une el tendón y el músculo. Las fibras musculares se unen a las fibras de colágena del tendón.
- Unión osteotendinosa, une el tendón y el hueso. Las uniones osteotendinosas y las osteoligamentosas son conocidas como entesis. Estas a su vez pueden clasificarse entre entesis fibrosa o entesis fibrocartilaginosa en función del tejido de la unión.

4. EXCITACIÓN NEURONAL Y ACTIVACIÓN MUSCULAR.

Los músculos esqueléticos se contraen y se relajan para dar lugar al movimiento del cuerpo. El mecanismo de contracción muscular es el proceso fisiológico por el cual las fibras musculares desarrollan tensión. Esta tensión produce la interacción de actina y miosina en los filamentos de las fibras musculares y se activa mediante un impulso nervioso.

El proceso de contracción se desarrolla partiendo de una excitación neuronal que da lugar a una activación muscular, proceso esquematizado en tres pasos:

1. El sistema nervioso manda una señal hasta el sistema muscular y desencadena reacciones químicas.
2. Las reacciones químicas provocan la reorganización de las fibras muscular de tal manera que éstas se acortan dando lugar a la contracción. Esta contracción durará lo que dure la señal del sistema nervioso.
3. Una vez se da ausencia del estímulo nervioso, el proceso químico se revierte y las fibras musculares se reordenan nuevamente y el músculo se relaja.

4.1.- Excitación neuronal

Para los músculos poder ejercer la función de contracción, necesitan de estar dotados de las siguientes capacidades: extensibilidad, contractibilidad, excitabilidad, elasticidad y plasticidad.

En este caso se centrará la atención en la excitabilidad, definida como la capacidad que tiene el sistema muscular para responder ante una señal eléctrica, tanto en la recepción de la señal como en la adecuada respuesta ante ella.

La contracción del músculo esquelético es voluntaria, por lo que la señal tiene como punto de partida el cerebro, se puede decir que es el sistema nervioso central quien controla el movimiento y serán las neuronas motoras son las que inervan los músculos directamente.

4.1.1. Definiciones

1. Sistema nervioso central: se compone del encéfalo y de la médula espinal.

Por un lado, el encéfalo a su vez se divide en:

- El cerebro, que permite pensar, ser consciente de los sensores y controlar voluntariamente los movimientos.
- El diencefalo, incluye el tálamo que recibe todas las entradas sensoras que entran en el cerebro y el hipotálamo que regula la temperatura, emociones, sed etc.
- El cerebelo que se conecta con numerosas partes del cuerpo y es de importancia crítica.
- El tronco cerebral.

Por otro, la médula espinal se compone de fibras nerviosas que permite la conducción de impulsos nerviosos en ambos sentidos.

- Fibras sensoras (aférentes) llevan señales nerviosas desde los receptores sensores, tales como los que hay en los músculos y en las articulaciones, hasta los niveles superiores del sistema nervioso central.

- Fibras motoras (eferentes), desde el cerebro y la médula espinal superior, viajan hacia abajo hasta los órganos terminales como los músculos.
2. Neurona: es la unidad básica del sistema nervioso. Es una fibra nerviosa individual y como se observa en la imagen tienen la siguiente estructura:
- El cuerpo celular, que contiene el núcleo.
 - Las dendritas, receptoras de las neuronas.
 - El axón, transmisor de la neurona. Cada axón se divide en numerosas ramas llamadas terminales del axón. Las puntas de estos terminales se dilatan en pequeños bulbos que se conocen como protuberancias sinápticas. Éstas albergan unas vesículas llenas de sustancias químicas conocida como neurotransmisores. Estas se usan para establecer la comunicación entre neurona y célula. Los neurotransmisores más importantes son la acetilcolina y la noradrenalina.

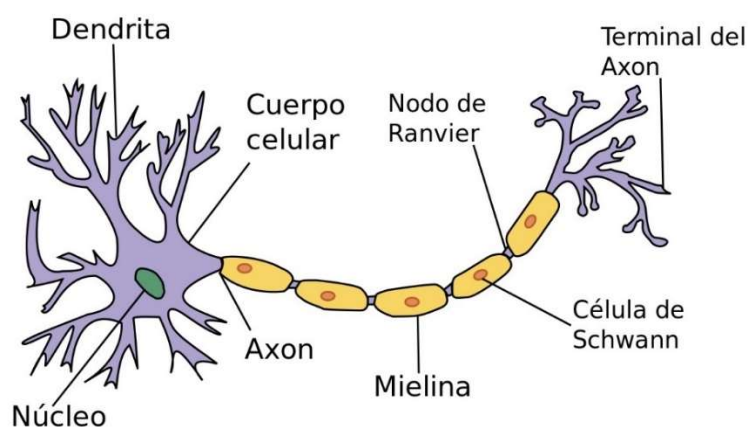


Figura 11 – Estructura de una Neurona. Fuente: Internet.

En particular, las neuronas que producen los estímulos para inducir la contracción en los grupos musculares se conocen como motoneuronas o neuronas motoras (NM); están situadas en el cerebelo y en la médula espinal.

3. Impulso nervioso o carga eléctrica: señal que pasa desde una neurona a la siguiente y por último a un órgano final o un grupo de fibras musculares.
4. Potencial de membrana en reposo: la membrana celular de una neurona en reposo tienen un potencial eléctrico negativo aproximadamente de -70mV . La diferencia de este potencial eléctrico y las cargas encontradas fuera de la célula se llama potencial de membrana en reposo.
- **Despolarización**: se produce cuando la diferencia de carga es inferior al potencial de la membrana en reposo, llegando cerca de cero.
 - **Hiperpolarización**: se produce cuando la diferencia de carga es superior al potencial de la membrana en reposo, en este caso se llega a un valor más negativo.

Potencial de acción es una rápida y sustancial despolarización de la membrana de una neurona, dura alrededor de 1ms y pasa de -70mV a potenciales positivos superando un valor umbral (entre 15 y 20mV) posteriormente vuelve rápidamente de nuevo al valor de reposo. Este es el principio de comunicación entre neuronas, ya que debe alcanzarse este potencial umbral. Una vez superado el umbral, una sobreexcitación no producirá una contracción más fuerte.

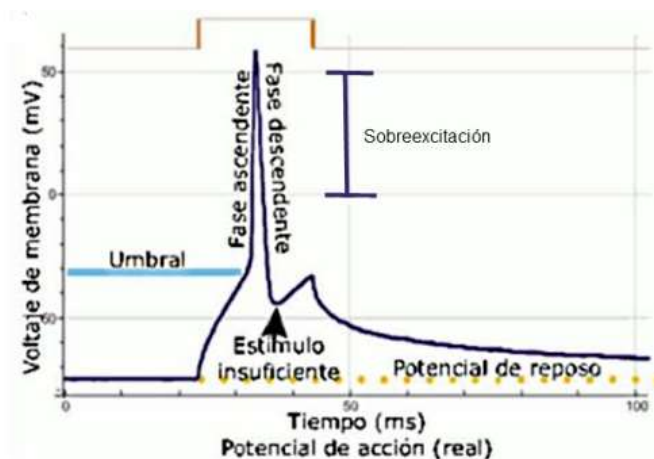


Figura 12 – Potencial de acción. Fuente: Internet.

5. Sinapsis: mecanismo por el cual se da paso el impulso nervioso de una neurona a otra o de una neurona a una célula. La sinapsis incluye, los terminales del axón de la neurona transmisora (neurona presináptica), receptores de la segunda neurona (neurona postsináptica) y el espacio entre ellas. El impulso se transmite en una sola dirección desde el axón de la primera neurona hasta los receptores por medio de los neurotransmisores.

4.1.2. Unión neuromuscular

La unión neuromuscular es la sinapsis entre una neurona motora (motoneurona) y un músculo; en este caso el impulso es recibido por una fibra muscular. En la unión neuromuscular interviene:

- Una neurona presináptica o motora, los neurotransmisores (acetilcolina) se liberan desde los terminales del axón.
- Un espacio sináptico, por el que se difunden los neurotransmisores (espacio entre las fibras y neuronas)
- Una o más células musculares, se alcanzan los receptores de la fibra muscular en particular al sarcolema (membrana).

Este proceso requiere de despolarización, se alcanza el umbral y se dispara un potencial de acción, se extiende a través del sarcolema y la fibra muscular se contrae.

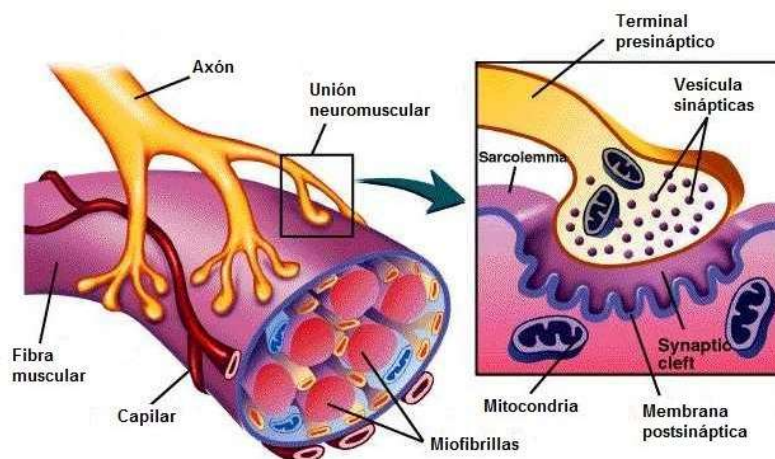


Figura 13 – Unión neuromuscular. Fuente: Internet.

En la imagen anterior se representa la unión neuromuscular, donde los terminales del axón se conectan con el sarcolema. Una vez que el neurotransmisor se fija a los receptores, la señal química que atraviesa el canal sináptico se convierte en señal eléctrica. La descarga de un solo terminal, generalmente cambia el potencial en 1mV por lo que no es suficiente para alcanzar o superar el umbral. Se necesitan múltiples señales, que pueden venir de los terminales del axón de una misma neurona o del conjunto de terminales de varias neuronas distintas. El objetivo es alcanzar un potencial de acción, y a este efecto de acumulación de acciones se conoce como sumación.

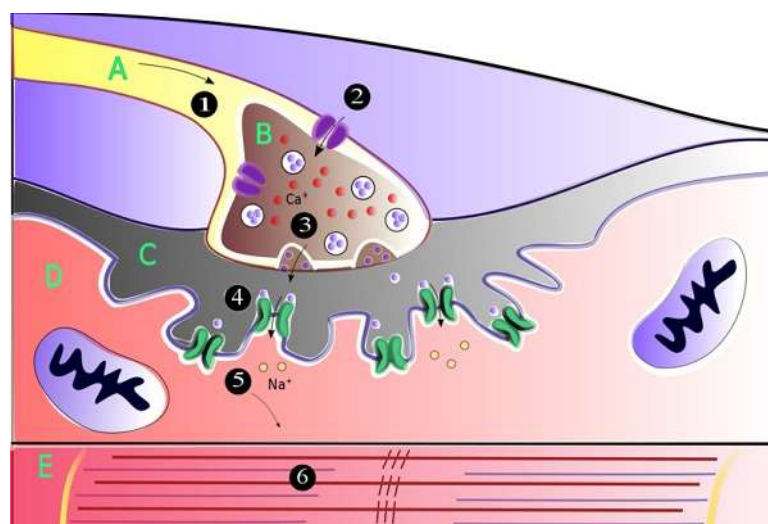


Figura 14 – A: Axón. B: Axón terminal. C: Espacio sináptico. D: Célula muscular. E: Miofibrilla. Fuente: Internet.

En la imagen anterior se representa el paso a paso de los componentes que intervienen en la unión neuromuscular:

1. El impulso nervioso que viaja por el sistema nervioso hasta la motoneurona, llega hasta los terminales del axón.
2. La señal eléctrica genera la activación de canales de calcio que dependen del voltaje, permitiendo la entrada desde el espacio sináptico hacia la neurona. De esta forma llega calcio al axón terminal.
3. La presencia de calcio, permite mediante exocitosis la liberación de la acetilcolina (neurotransmisor).
4. La acetilcolina se une a receptores postsinápticos en el sarcolema (fibra muscular).
5. Esta unión provoca que los canales iónicos se abran y se permite a los iones de sodio fluir a través de la membrana hacia la célula muscular.
6. El flujo de iones de sodio a través de la membrana hacia células musculares genera una despolarización en la membrana.
7. Esta despolarización da lugar a un potencial de acción que desciende por los túbulos transversales, en este momento se abre un canal de calcio dependiente del voltaje, se libera el Ca^{2+} del retículo sarcoplásmico.
8. El calcio actúa como mensajero transduciendo señales extracelulares hasta un efecto intracelular que provoca una respuesta fisiológica, la contracción muscular.

4.1.3. Unidad motora. Regulación de la fuerza muscular

El sistema neuronal juega un papel fundamental en el desarrollo de la fuerza muscular; ya que aunque la masa muscular es determinante, el número y tipo de fibras que son reclutadas por el sistema nervioso también lo son.

Se conoce como unidad motora al conjunto formado por una motoneurona y el grupo de fibras que inerva, siendo esta la mínima parte de un músculo que puede hacerse contraer de forma independiente (West, 1991).

El sistema nervioso utiliza tres estrategias para regular la fuerza muscular:

- Reclutamiento: graduación de la fuerza muscular por la activación y desactivación de las unidades motoras.
- Frecuencia de disparo: cambios en la frecuencia de estimulación de las unidades, esta puede variar entre 10 y 100 impulsos nerviosos por segundo.
- Sincronización: activación de las unidades motoras de diferentes músculos de forma más o menos sincronizada.

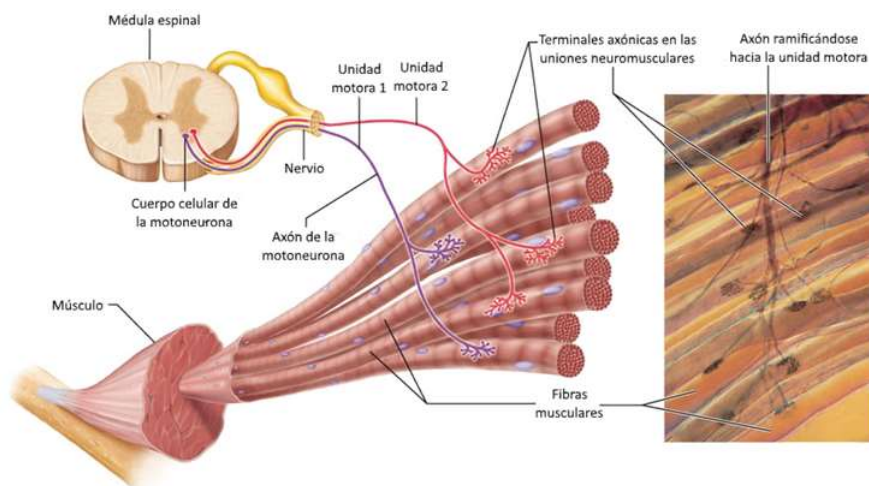


Figura 15 – Unidad motora. Fuente: Internet.

Cada motoneurona se activa y transmite los impulsos de la misma forma a todas las fibras musculares a las que inerva.

El número de fibras musculares inervadas dependerá del tipo de músculo.

- Los músculos pequeños, rápidos y de contracciones precisas tienen muchas unidades motoras, ya que cada una de ellas contiene pocas fibras. Las unidades motoras en este caso, controlan en torno a una docena de fibras.
- Los músculos grandes y de poca precisión tienen menos unidades motoras ya que cada una de ellas inerva muchas fibras. Una única unidad motora puede llegar a tener hasta 2000 fibras.

La activación de las fibras musculares sigue la Ley del todo o nada, es decir, las fibras se activan o se desactivan, no hay contracción parcial. La graduación de la fuerza se realiza a través de cambios en la frecuencia de disparo de las unidades motoras reclutando un mayor o menor número de fibras.

Se puede diferenciar entre unidades motoras lentas y rápidas, y la proporción de ellas en el músculo es diferente en cada persona. Por ejemplo, los atletas de resistencia suelen

tener mayor porcentaje de unidades motoras lentas (tiempo de contracción de 90 a 110 milisegundos), mientras que los atletas de deportes de fuerza y potencia suelen tener mayor porcentaje de unidades motoras rápidas (con un tiempo de contracción de 40 a 84 milisegundos).

El mecanismo para lograr movimientos musculares fuertes y concertados es la sumación o adición de contracciones musculares individuales. Para que unas unidades motoras se ayuden unas a otras y no trabajen como segmentos individuales, las fibras musculares de unidades vecinas se superponen. Esta sumación se puede hacer de dos maneras:

- Sumación de unidades motoras: la fuerza total que puede desarrollar un músculo vendrá dado por el número de unidades motoras activas en cada momento, a medida que aumenta, se incrementa la fuerza. El orden de activación se encuentra regulado por el principio de la talla, es decir, primero se reclutan aquellas motoneuronas con el umbral de activación más bajo, y si se necesita más fuerza se reclutan las motoras rápidas con un umbral de activación mayor.
- Sumación de frecuencia: se aumenta la rapidez de contracción de cada unidad motora. De esta forma se llega a un punto en el que cada nueva contracción se produce antes de que haya finalizado la anterior. En consecuencia, la segunda contracción se suma parcialmente a la primera, de modo que la fuerza total de la contracción aumenta progresivamente al aumentar la frecuencia. Cuando la frecuencia alcanza un nivel crítico, las contracciones sucesivas finalmente se hacen tan rápidas que se fusionan entre sí, y la contracción del músculo entero parece ser completamente suave y continua. Este proceso se denomina tetanización, y da lugar a una señal continua y constante en el tiempo denominada meseta tetánica.

En la Figura 16 se observa la evolución de Fuerza muscular frente a la frecuencia del músculo, observándose que para una frecuencia de 5-10 por segundo las contracciones son simples, seguidamente se da lugar a una contracción dentada y finalmente a partir de unas 35 veces por segundo se alcanza la tetanización.

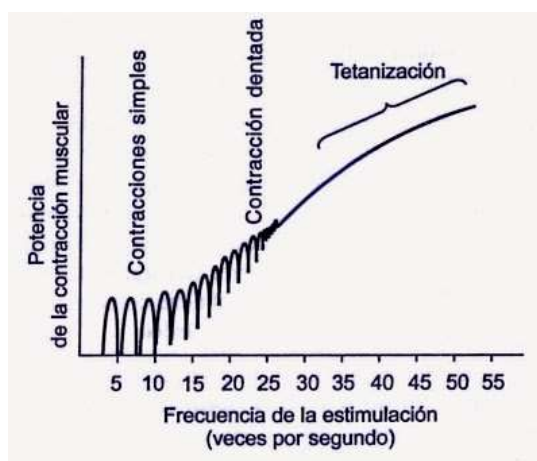


Figura 16 – Sumación de frecuencias.
Tetanización. Fuente: Internet.

La Figura 17 representa miografías de varios tipos de contracciones.

- A. Contracción espasmódica única
- B. El fenómeno “treppe” o “efecto de la escalera” consiste en un incremento escalonado de la fuerza de contracción en los primeros espasmos de una serie.

- C. El tétanos incompleto tiene lugar cuando una rápida sucesión de estímulos produce “espasmos” que parecen sumarse (sumación de ondas), produciendo una contracción bastante sostenida.
- D. El tétanos completo es una contracción más leve, mantenida, producida por la suma de contracciones espasmódicas que se producen con tanta proximidad que impiden que el músculo se relaje.

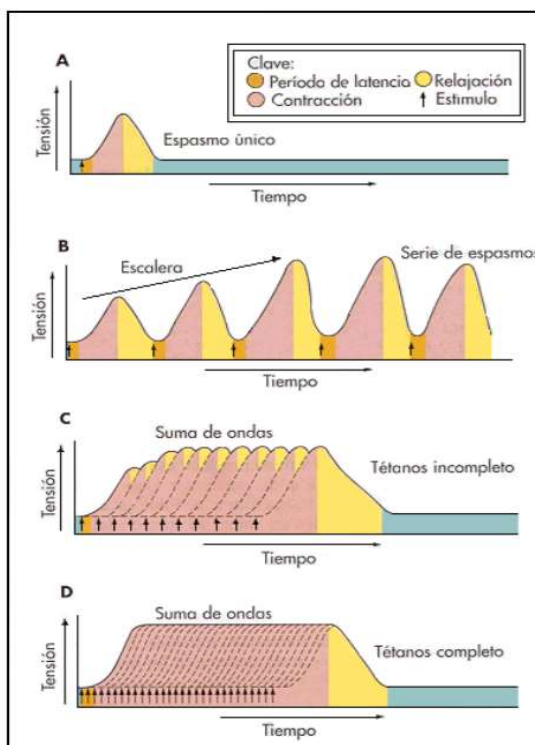


Figura 17 – Miografías de varios tipos de contracciones musculares. Fuente: Internet.

4.2.- Activación muscular

La activación muscular es el proceso conocido como contracción muscular; este es el proceso fisiológico por el que las fibras musculares desarrollan tensión. Se origina con la excitación neuronal mediante un impulso nervioso y se lleva a cabo mediante la interacción de actina y miosina. El proceso opuesto es la relajación muscular que se da en ausencia de estímulos nerviosos y es la vuelta de las fibras a un estado de baja tensión.

En este apartado se desarrolla el proceso fisiológico tras la excitación neuronal. Como se explica en el apartado anterior, el calcio juega un papel fundamental en la contracción del músculo.

1. En el estado de reposo, las fibras musculares tienen pocos iones de Ca^{2+} libre intracelular. En este caso, el control de la contracción muscular se consigue gracias a las proteínas que se unen a la actina, como la tropomiosina. Estas evitan la contracción muscular bloqueando la interacción entre actina y miosina.
2. Este estado se invierte cuando existen elevadas concentraciones de iones de calcio intracelular. Por este motivo, cuando aumenta repentinamente la cantidad de calcio en el citosol (sarcoplasma), se inicia la contracción muscular.

3. Tras la excitación nerviosa, como se ha comentado previamente, se produce una despolarización de la membrana muscular. Esta despolarización pasa al interior de la célula llegando al sistema de túbulos T (triadas). Como respuesta a esta despolarización, los canales para el calcio del retículo sarcoplásmico liberan Ca^{2+} desde sus cisternas terminales al citosol.
4. La liberación de grandes cantidades de iones de calcio hacia el sarcoplasma que rodea las miofibrillas activan la fuerza de atracción, comenzando así la contracción. La energía necesaria para que siga el proceso contráctil se obtiene de los enlaces ricos de energía de trifosfato de adenosina (ATP^1) que se desintegra en difosfato de adenosina (ADP). Estas cantidades son un tanto mayores cuando mayor es el trabajo realizado.
5. Durante la contracción, los miofilamentos de miosina y actina interactúan. Las actinas son atraídas hacia el centro de cada miofilamento de miosina. La miosina, actúa como una A.T.P-asa que se activa al unirse a la actina. Como resultado de esta interacción, los sarcómeros se acortan (Figura 18 – Proceso de contracción de un sarcómero.

En un músculo totalmente contraído, los extremos de los miofilamentos de actina se superponen, las zonas H desaparecen y la banda I se estrecha mucho.

6. Las bombas de membrana del retículo sarcoplásmico, bombean de nuevo rápidamente los iones de Ca^{2+} hacia el interior del retículo (cisternas terminales) y así se detiene la contracción.

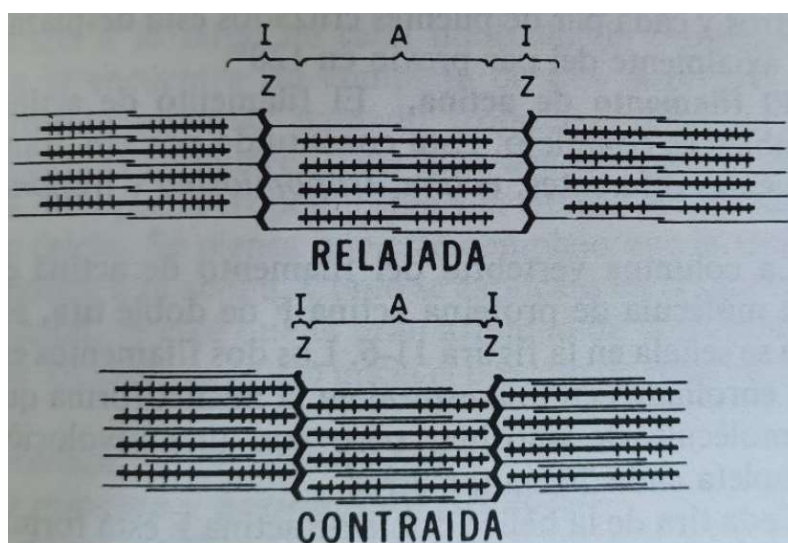


Figura 18 – Proceso de contracción de un sarcómero. (Hall, 2016)

4.2.1. Teoría de los filamentos deslizantes

Cuando existe acortamiento o alargamiento de las fibras musculares, la teoría de los filamentos deslizantes propone que los filamentos finos (actina) se mueven sobre los gruesos (miosina). Este desplazamiento es posible por la unión entre las cabezas de

¹ El ATP, conocido como trifosfato de adenosina, es la fuente de energía principal para la mayoría de los procesos celulares. El ATP cede su grupo de fosfato terminal de gran contenido energético siendo este aceptado por un gran número de moléculasceptoras (azúcares, aminoácidos y nucleótidos); con esa ruptura el ATP se convierte en ADP (adenosín difosfato).

miosina con puntos activos o complementarios de la molécula de actina, con esta unión se forman los puentes cruzados. La unión entre la actina y la miosina, se activa y desactiva cíclicamente constituyendo el proceso que conduce al acortamiento del músculo durante la contracción.

En este proceso intervienen como figuras principales las miofibrillas, la actina y la miosina. Pero además hay otros elementos fundamentales a tener en cuenta:

- Proteínas adheridas a la actina.
 - o Troponina: proteína globular que se ubica por pares. Formada por tres subunidades: Troponina C (tiene afinidad por el Ca^{2+}), Troponina T (unida a la tropomiosina) y Troponina I (inhibe la formación de puentes entre la miosina y la actina).
 - o Tropomiosina: estructura de bobina enrollada.
- Calcio.
- ATP.

A continuación se presenta el mecanismo de contracción, partiendo del estado de relajación y volviendo de nuevo a él.

a) Primera fase: liberación de las zonas activas de la actina.

En la Figura 19 se observa: la actina (color azul claro), la troponina (verde), la tropomiosina (bobina rosa entorno a la actina), calcio (blanco) y por último zonas activas de la actina (naranja).

Tras la liberación de iones de calcio por el retículo endoplasmático estos se unen a la troponina C. Al darse lugar esta unión, la troponina cambia de forma y provoca el desplazamiento de la tropomiosina. Este desplazamiento deja libre a la zona activa de la actina permitiendo continuar con el proceso. En la imagen se aprecia como en la primera fase (parte superior) las zonas activas en naranja se encuentran bloqueadas por la tropomiosina, y tras la intervención del calcio y el desplazamiento de la proteína, las zonas activas quedan al descubierto.

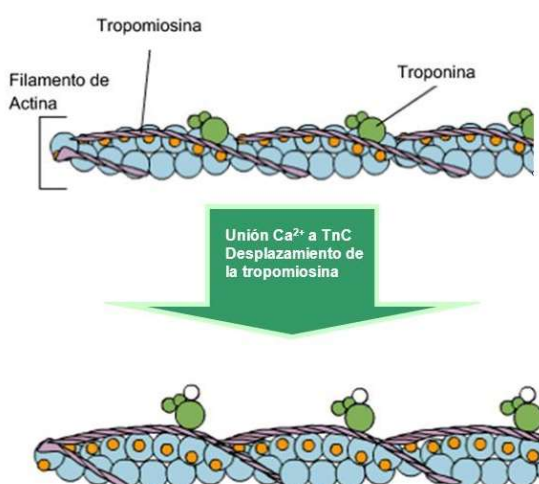


Figura 19 – Liberación de zonas activas de la actina tras la unión de calcio a la troponina C. Fuente: Internet.

- b) Segunda fase: activación de la cabeza de miosina, unión de actina y miosina. Desplazamiento de la actina.

En la Figura 20 se muestra el paso a paso que se explica a continuación:

1. El ATP llega a la miosina y se une a la cabeza de la miosina.
2. Se produce la hidrólisis del ATP. Se transforma en ADP, desprende un fosfato y libera energía.
3. La energía liberada durante la hidrólisis permite la activación de la miosina. La cabeza de miosina activada se une a la zona de actina activada.
4. Una vez unida la actina y la miosina, la miosina libera el fosfato inorgánico fortaleciendo la unión entre los miofilamentos. Seguidamente, la miosina libera también el ADP provocando el golpe de fuerza de la miosina sobre la actina desplazando esta última hacia la línea media.

El proceso continua con la llegada de otro ATP que se une a la miosina. La llegada del ATP debilita la unión entre miosina y actina lo que da lugar a que se separen. Pero vuelve a ocurrir la hidrólisis y por tanto la activación de la miosina lo que permite de nuevo que vuelva a unirse a la actina y se repita todo el proceso de nuevo

El mecanismo se repite continuamente mientras las zonas activas de la actina estén expuestas.

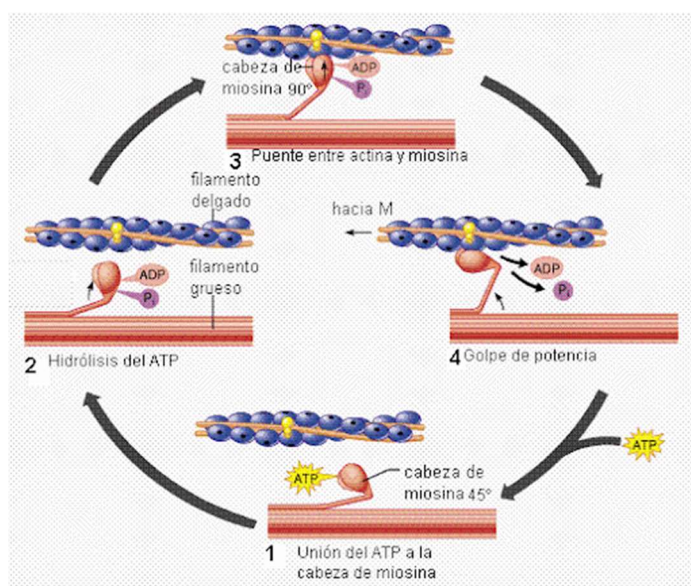


Figura 20 – Ciclo de activación de puentes cruzados. Unión entre actina y miosina. Fuente: Internet.

- c) Tercera fase: bloqueo de las zonas activas de la actina.

El calcio es bombeado de nuevo a al retículo endoplasmático y la tropomiosina vuelve a su lugar original tapando las zonas activas de la actina. En este momento el estado de contracción finaliza y vuelve al estado de relajación.

4.2.2. Relación entre la superposición de filamentos y la tensión desarrollada

Aunque la tensión desarrollada en el músculo es la consecuencia de múltiples factores, se pueden identificar dos vertientes condicionantes:

- Desde el punto de vista neuronal, las características mecánicas de la contracción muscular estarán determinadas por la frecuencia de disparo y por la cantidad de unidades motoras activas (4.1.3. *Unidad motora. Regulación de la fuerza muscular*).
- Desde la perspectiva de la activación muscular, la tensión desarrollada por una fibra está relacionada con la longitud de la sarcómera y por tanto por el grado de superposición de los filamentos de actina y miosina.

En la Figura 21 se puede ver la relación entre la longitud del sarcómero y la tensión desarrollada. La tensión es máxima en los puntos B y C con una longitud aproximada de 2 micras (longitud de reposo).

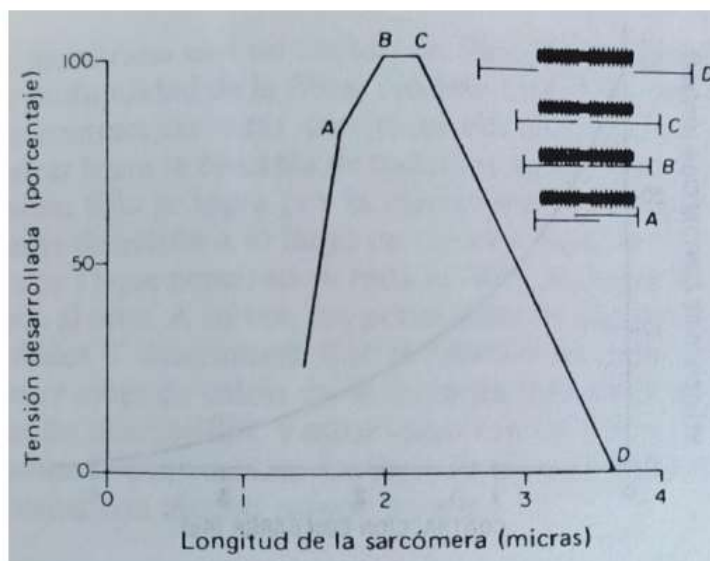


Figura 21 – Relación tensión - longitud de sarcómera. (Hall, 2016)

Otro factor que determina la fuerza aplicada durante la contracción será el porcentaje de fibras tipo I y tipo II que haya en cada músculo. Como se ha hecho referencia en apartados anteriores (3.1.2. *Composición del músculo esquelético*) las fibras tipo I (fibras lentas) son aeróbicas, poseen muy alta resistencia, pero generan escasa fuerza; las fibras tipo II (fibras rápidas) son anaeróbicas y por ello generan gran cantidad de fuerza en periodos cortos de tiempo.

Algunos ejemplos de músculos y su proporción de fibras:

- Aductor: 19% fibras tipo II / 81% de fibras tipo I
- Tibial anterior: 27% de fibras tipo II / 73% fibras tipo I
- Bíceps femoral: 33% fibras tipo II / 67% fibras tipo I
- Bíceps braquial: 57% fibras tipo II/ 43% fibras tipo I
- Tríceps braquial: 68% fibras tipo II / 32% fibras tipo I

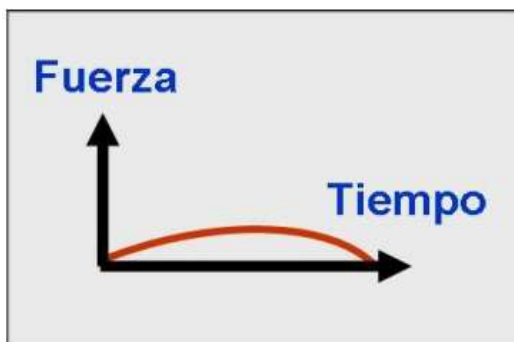


Figura 22 – Fibra tipo I: Relación fuerza – tiempo.
Fuente: Internet.

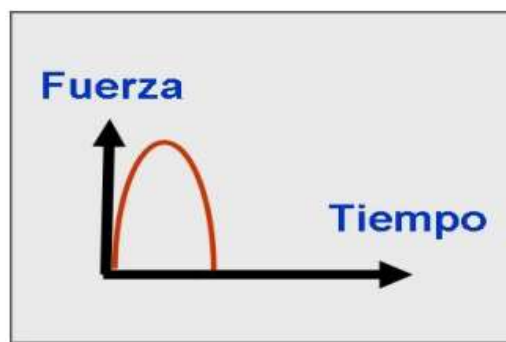


Figura 23 – Fibra tipo II: Relación fuerza – tiempo.
Fuente: Internet.

La secuencia de activación muscular durante cualquier acción es siempre la misma. Las fibras tipo I, son las primeras en activarse ante cualquier acción motora; si se precisa mayor fuerza, se requiere de la activación de las fibras IIa y por último si fuera necesario, se suma la activación de las fibras tipo IIb.

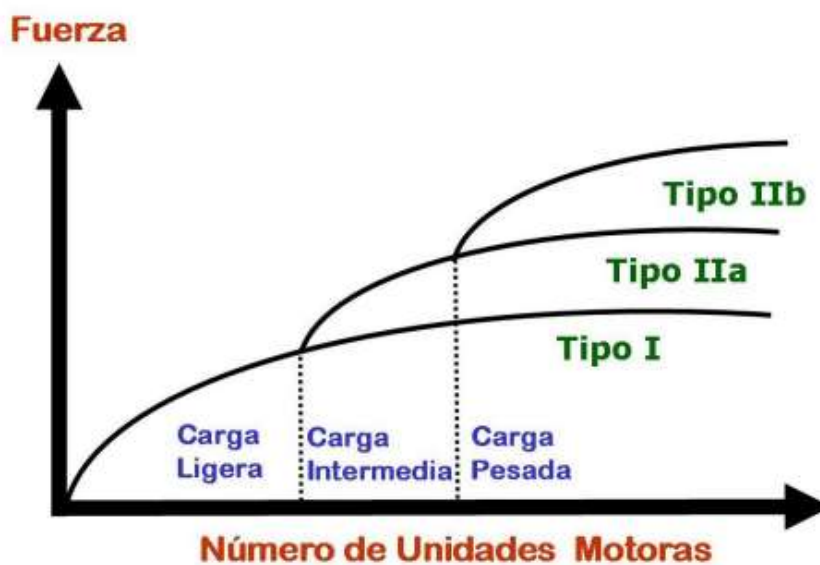


Figura 24 – Secuencia de activación de las unidades motoras y de los tipos de fibras musculares dependiendo de la carga a realiza. Fuente: Internet.

5. BIOMECÁNICA DEL SISTEMA MÚSCULO ESQUELÉTICO

5.1.- Introducción

El estudio de la biomecánica del sistema músculo esquelético requiere un conocimiento de sus estructuras y de sus propiedades mecánicas. La imagen de la Figura 25 es una buena representación de las principales estructuras del tobillo, pero comprender la respuesta de estos tejidos a las fuerzas y la producción de los consiguientes movimientos exige la aplicación de los principios de la Mecánica.



Figura 25 – Anatomía del pie. (MedlinePlus,)

La Anatomía es el estudio de la estructura del cuerpo humano. Es una disciplina básicamente descriptiva, por lo que no es suficiente para explicar por sí sola la función del sistema músculo esquelético en movimiento. Debe combinarse con la biomecánica para poder determinar cómo se crea el movimiento humano.

Consideremos, por ejemplo, la articulación de la cadera. Es la que permite el movimiento relativo entre cada miembro inferior y el cuerpo.

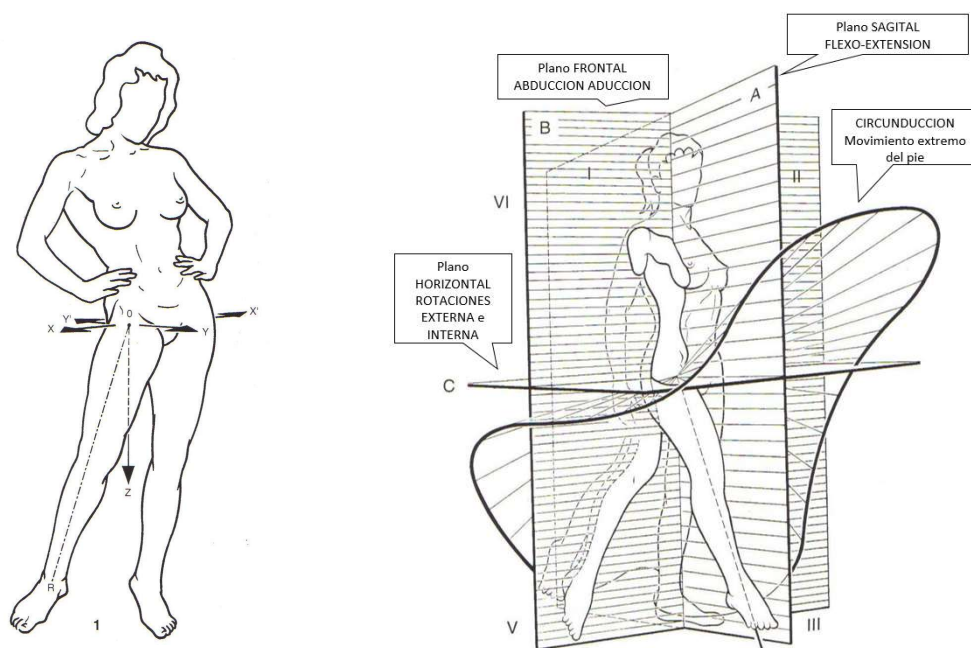


Figura 26 – Sistema de ejes de referencia centrado en el centro de la cabeza femoral. Planos de referencia y movimientos contenidos en los mismos. Centrado en la cabeza femoral. (Kapandji, 2012)

La articulación de la cadera es una enartrosis, es decir, está constituida por dos superficies, una cóncava y la otra convexa, y tiene tres grados de libertad: las rotaciones según los ejes que pasan por el centro de la cabeza femoral.

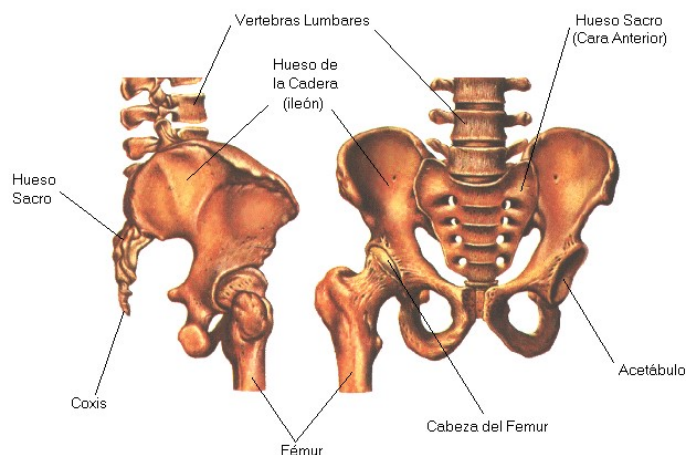


Figura 27 – Huesos de la cadera. Fuente: Internet.

Para resolver el problema de la fricción y el desgaste entre las superficies articulares, todas ellas están recubiertas por un tejido altamente hidratado y con un coeficiente de fricción sumamente bajo, el cartílago. Además, la articulación está envuelta en una cápsula membranosa llena de un líquido que actúa como lubricante, el líquido sinovial.



Figura 28 – Articulación de la cadera. Fuente: Internet.

Los ligamentos son estructuras fibrosas insertadas entre los huesos. Están constituidas fundamentalmente por moléculas proteicas de colágeno y su comportamiento es similar al de un cable elástico. Los ligamentos, por tanto, tienen rigidez a la tracción y son limitadores pasivos del movimiento de la articulación.

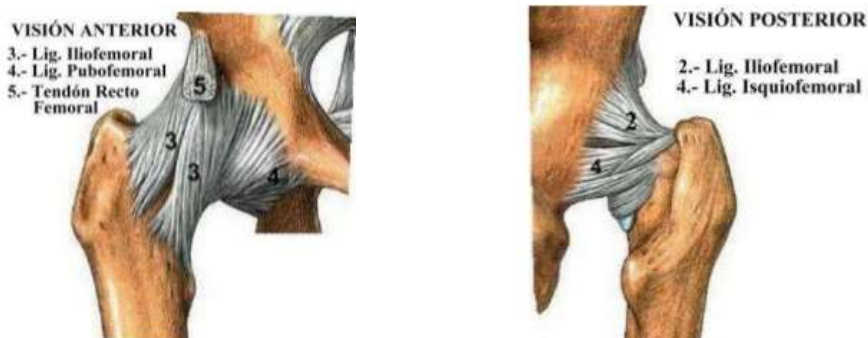


Figura 29 – Ligamentos de la cadera. Fuente: Internet.

Los músculos son estructuras activas que se unen a los huesos a través de los tendones. El tendón es un tejido conectivo similar a los ligamentos. Los músculos tienen capacidad para contraerse y transmitir de forma activa tracciones a los huesos.



Figura 30 – Vista lateral y frontal de los músculos de la cadera. Fuente: Internet.

Hay un total de 24 músculos (25 si se considera que los dos haces del psoas ilíaco son dos músculos diferentes). Evidentemente, se trata de un sistema de gran complejidad, pero además es muy redundante, es decir, un mismo movimiento puede ser generado simultáneamente por varios músculos, y, viceversa, un único músculo puede provocar en general más de un movimiento.

5.2.- Caracterización mecánica

La caracterización de materiales es el procedimiento por el cual se estudian sus propiedades morfológicas y funcionales. En particular, con la caracterización mecánica del sistema musculoesquelético se trata de aproximar las propiedades como tracción y compresión, rigidez y flexibilidad, elasticidad y plasticidad, capacidad de resistir a fuerzas sin fracturarse, etc.

Tras la caracterización, el objetivo es realizar modelos que traten de obtener patrones que permitan realizar predicciones sobre el comportamiento; pero como ocurre en todos los sistemas biológicos en cada movimiento existe una autoorganización espontánea y no determinista lo que hace complejo encontrar modelos que realmente se asemejen a la realidad.

5.2.1. Técnicas

A continuación, se presentan algunas técnicas empleadas para obtener las características mecánicas del sistema músculo esquelético mencionadas anteriormente.

5.2.1.1. Ensayos mecánicos convencionales

Las siguientes técnicas se utilizan en la determinación de propiedades mecánicas para materiales metálicos o de ingeniería; basándonos en la experiencia y en la información disponible, muchas de estas técnicas se han podido aplicar a la biomecánica.

- Máquinas de ensayo hidráulicas o electromecánicas.
- Ensayos in vitro.

- Ensayos de tracción, compresión, flexión, torsión, impacto, etc.
- Sistemas controlados de transmisión de carga o desplazamiento.
- Instrumentación con sensores de carga, desplazamiento, giro y deformación.

En la Figura 31 se observa a modo de ejemplo, el ensayo de tracción de un fémur en una máquina universal. Se parte de la pieza original (hueso completo), de la cual se extrae una probeta que se mecaniza y adapta para el ensayo. Se coloca la probeta en la máquina ajustándola con las mordazas; se va aplicando progresivamente una fuerza de tracción y con un extensómetro se recoge la deformación. El ensayo continua hasta la rotura de la probeta. Por último, de los datos recogidos y tras el tratamiento de los mismos se obtiene la gráfica tensión – deformación de la cual se pueden extraer propiedades mecánicas como el módulo elástico, coef. de poisson, límite elástico, límite plástico, límite de fluencia, etc.

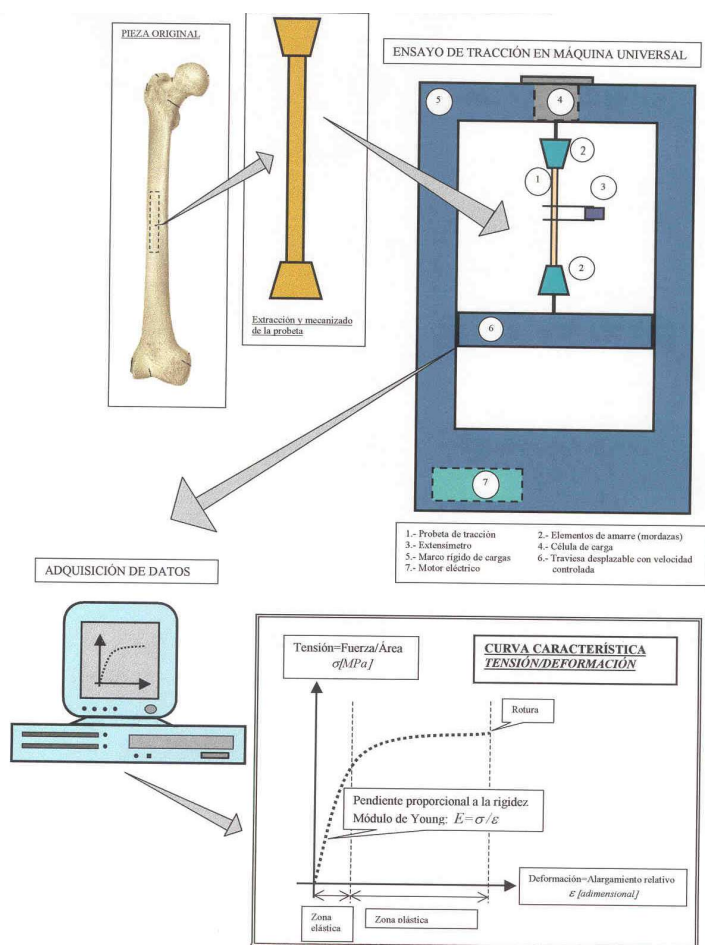


Figura 31 – Ensayo de tracción en máquina universal. Fuente: Internet y elaboración propia

5.2.1.2. Técnicas de imagen

Las técnicas de imagen se basan en la recepción de emisiones atenuadas de energía que han atravesado los tejidos corporales, se han reflejado en ellos o se han generado en ellos.

- **Radiografías (Rx):** se obtiene una imagen sobre una placa fotográfica tras someter un cuerpo a la acción de rayos X. En función de la densidad del material se absorben más

o menos. Los materiales más densos (huesos y metales) aparecen de color blanco en las imágenes.

- Ecografías: consiste en registrar el eco de ondas electromagnéticas o acústicas de alta frecuencia para producir imágenes de órganos internos (también músculos y superficies de huesos).
- Resonancia magnética (RM): se obtienen imágenes a partir de un campo magnético y ondas de radio generadas por un ordenador.
- Tomografía computarizada (TC): muestra un corte o sección transversal de un cuerpo (huesos, órganos y tejidos blandos) con mayor claridad que las radiografías. A diferencia de la radiografía envía un haz de radiación delgado, desde distintos ángulos. La información de cada ángulo se envía a una computadora que crea una imagen en blanco y negro que muestra un corte de una determinada área del cuerpo
- Gammagrafía ósea (GGO): Se inyecta una pequeña cantidad de material radiactivo en el torrente sanguíneo, con una cámara gamma especial se escanea el cuerpo y en un ordenador se crean imágenes de los huesos.

En la siguiente figura, se ha expuesto un ejemplo de técnica de imagen, una densitometría ósea. Esta se puede realizar con rayos x, ultrasonidos o isótopos radiactivos. Se observan los niveles de gris de la imagen y se relacionan con la densidad. A partir de este valor a través de fórmulas empíricas se obtiene la rigidez, módulo de Young. (Beaupré, 1990).

$$E = 2.014 \rho^{2,5} MPa \quad \text{if } \rho \leq 1,2 \text{ g/cm}^3 \quad (1)$$

$$E = 1.763 \rho^{3,2} MPa \quad \text{if } \rho \geq 1,2 \text{ g/cm}^3 \quad (2)$$

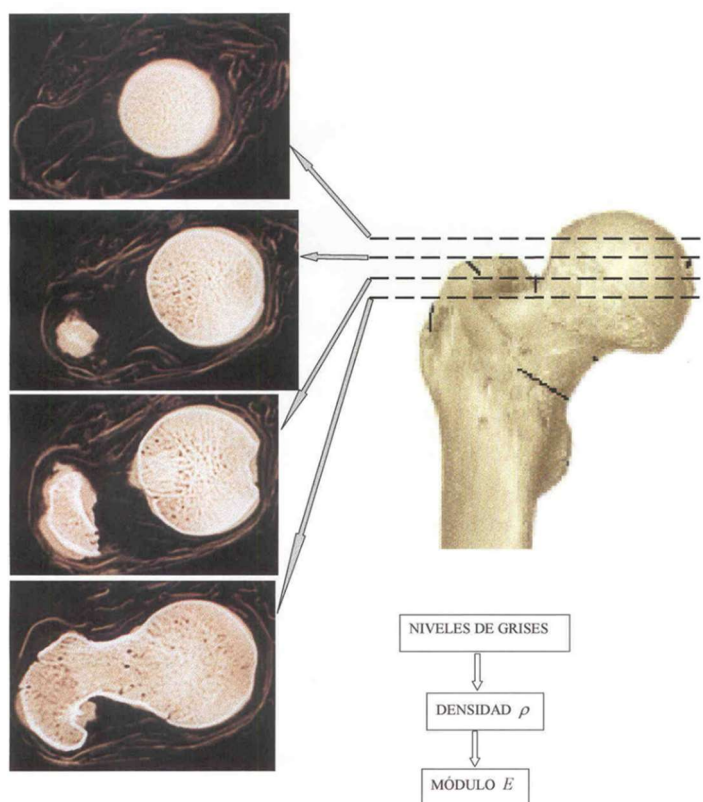


Figura 32 – Densitometría ósea: determinación de rigidez a partir de técnicas de imagen. Fuente: Internet y elaboración propia.

5.2.1.3. Ensayos por ultrasonidos

Los ensayos por ultrasonidos utilizan energía sonora de alta frecuencia para inspeccionar y realizar mediciones. Estos ensayos se utilizan para medir espesores, dimensiones, caracterizar materiales y/o detectar defectos.

A continuación, se presenta un ejemplo de aplicación, donde se utiliza un ensayo de ultrasonido para calcular la rigidez de una probeta de hueso. Como es sabido, la velocidad con la que se propaga una onda depende de la rigidez y la densidad del medio; a mayor rigidez del medio, mayor será la fuerza que ejercen las secciones vecinas y por tanto mayor será la velocidad de propagación.

La siguiente ecuación representa la relación entre la velocidad de las ondas ultrasónicas y parámetros de la rigidez del material, aplicable para caracterizar materiales anisótropos.

$$C_{ijkl}p_i p_j A_k - \rho v^2 A_i = 0 \quad (3)$$

C_{ijkl} : tensor de rigidez del medio ($ijkl \equiv 1,2,3,4,5,6$)

p : coseno director de la dirección de propagación de la onda

$A_k \equiv Ad_k$: A : amplitud de la onda

d_k : dirección de polarización de la onda

ρ : densidad del medio

v : velocidad de propagación de la onda

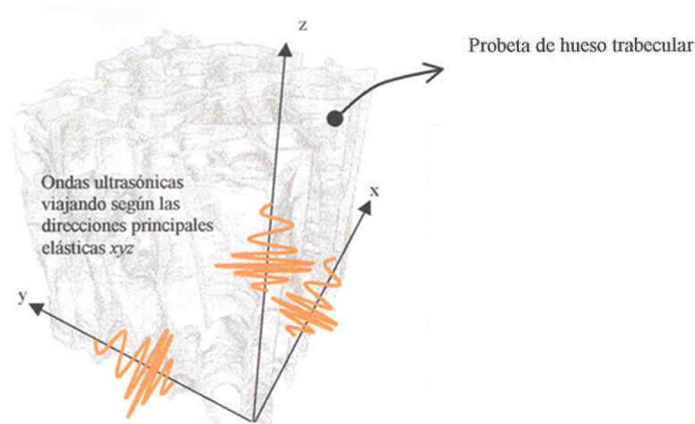


Figura 33 – Ensayo de ultrasonidos. Cálculo de rigidez de probeta de hueso trabecular. Fuente: Internet.

5.2.1.4. Sensores asociados a la contracción muscular in vivo

Los sensores más utilizados hoy en día son los siguientes:

- Sensores eléctricos:
 - o Electromiografía (EMG): es una técnica empleada para analizar la salud de los músculos y las células nerviosas mediante el análisis de la actividad eléctrica en los músculos. Se utilizan electrodos para traducir estas señales en gráficos, sonidos o valores numéricos. La electromiografía consta de dos partes: un estudio de conducción nerviosa (electrodos sobre la piel midiendo velocidad e intensidad de las señales eléctricas entre dos puntos para conocer cómo se comunican las neuronas motoras) y EMG con aguja (se insertan electrodos a

través de una aguja en el tejido muscular y se evalúa la actividad eléctrica de ese músculo).

- Sensores de deformación:
 - o Sensores de fibra óptica.
 - o Ultrasonidos.
- Sensores de fuerza:
 - o Células de carga incorporadas a los tendones.

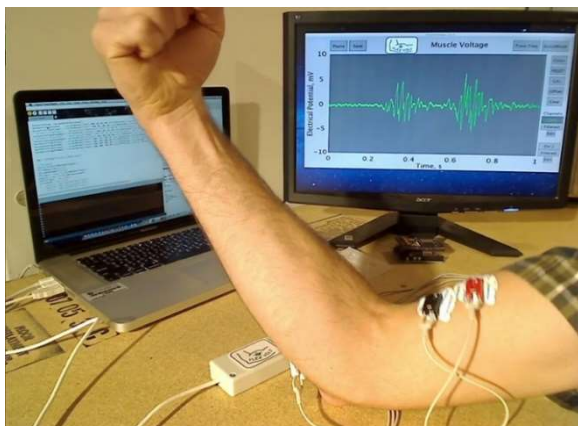


Figura 34 – Electromiografía. Fuente: Internet.

5.2.1.5. Dinamometría de la contracción muscular bajo excitación eléctrica artificial

La dinamometría o también conocida como test de fuerza isométrica máxima se utilizan para medir el pico de fuerza máxima en una situación estática.

El músculo se somete a una excitación eléctrica artificial entre dos puntos y se calcula la fuerza de contracción.

- Ensayos in vivo o in vitro sobre animales.
- Ensayos in vitro sobre muestras musculares de cadáver.

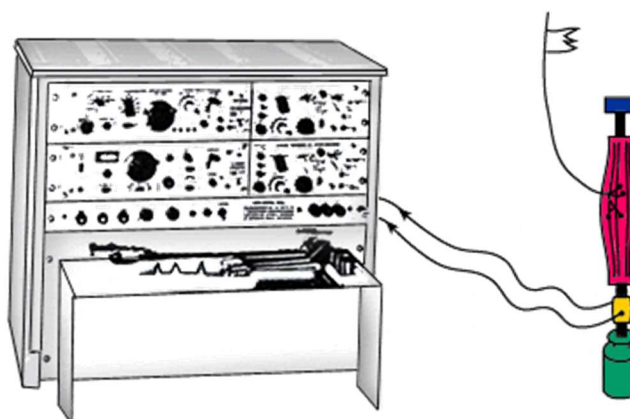


Figura 35 – Ensayo in vitro sobre muestras musculares de cadáver. Fuente: Internet.

5.2.1.6. Determinación indirecta de características mecánicas mediante registro de variables externas

- Captura de imagen.

- Secuencia fotográfica: Los primeros análisis se realizaban a partir de secuencias de movimientos fotografiados, para ello únicamente se necesitaba una cámara capaz de fotografiar ráfagas grandes en un periodo corto de tiempo.

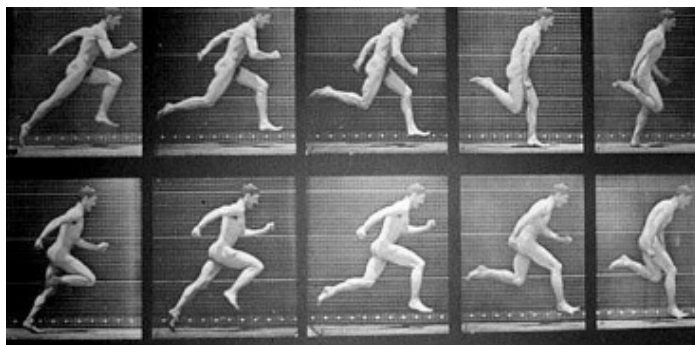


Figura 36 – Carrera de un hombre en fotogramas, por Eadweard Muybridge. Fuente: Internet.

- Cámaras infrarrojas. A partir de una exploración biomecánica inicial se colocan unos marcadores reflectantes que son captados por una cámara infrarroja, se importa la información a una base de procesamiento donde esta se filtra y se deja una figura de alambre (stick figure); la información captada se transforma en parámetros gráficos y numéricos.

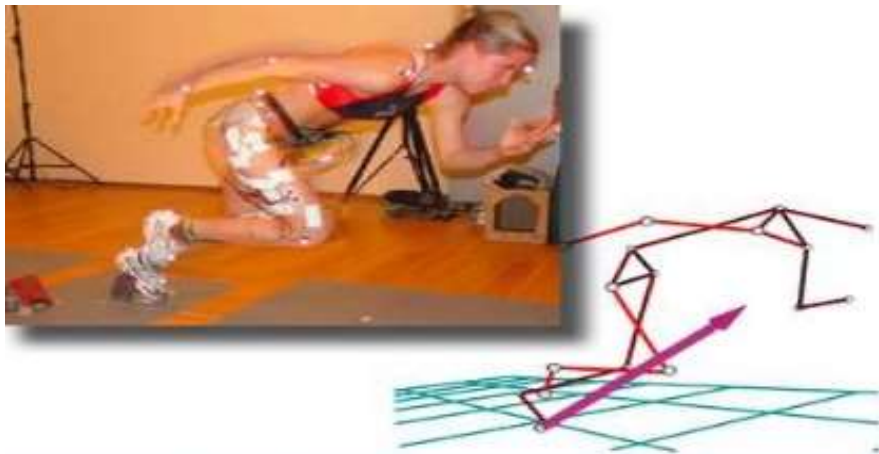


Figura 37 – Atleta equipada con captadores y el esqueleto digital generado. Fuente: Internet.

- Goniometría: es la disciplina que se encarga de la medición de ángulos. En medicina se emplea para la medición de ángulos creados por la intersección de los ejes longitudinales de los huesos a nivel de las articulaciones.

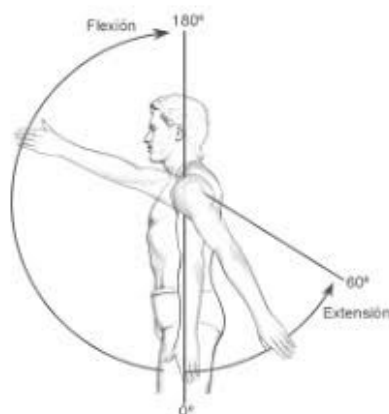


Figura 38 – Goniometría. Medición dinámica del arco de movimiento de la articulación del hombro. (H. Taboadela, 2007)

- **Plataformas dinámicas:**
 - Plataforma de medición de fuerza: es una plataforma con sensores de fuerza en cada esquina. De esta forma se pueden caracterizar procesos biomecánicos como andar, correr o saltar. Las plataformas de medición de fuerza miden la llamada fuerza de reacción.
- **Sensores de fuerza:** el dinamómetro permite medir la magnitud de las fuerzas realizadas.
- **Acelerometría:** los acelerómetros son sensores inerciales de baja masa que permiten registrar las aceleraciones y deceleraciones de los movimientos.

5.3.- Características mecánicas del tendón

El tendón es el tejido conectivo que une el músculo al hueso e interviene significativamente en el movimiento del músculo.

El tendón es un tejido bien vascularizado cuya respuesta mecánica está fundamentalmente relacionada con la fibra proteica denominada colágeno.

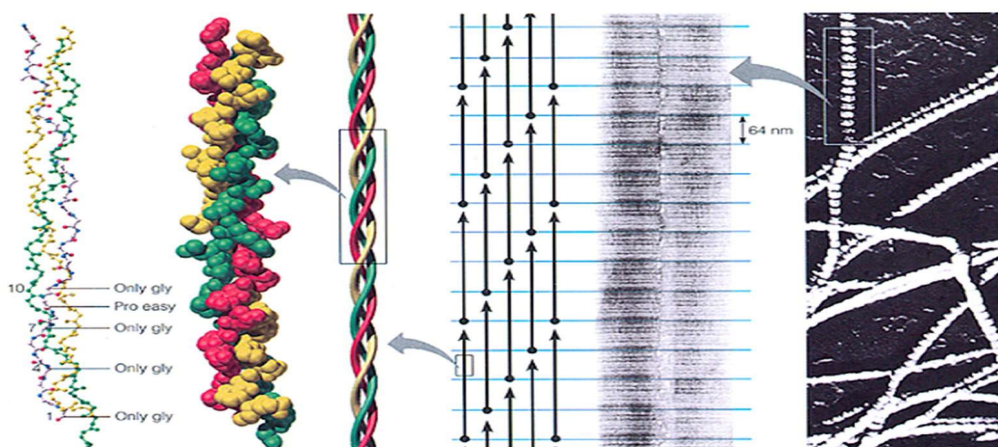


Figura 39 – Fibras de colágeno. Fuente: Internet.

Las fibras de colágeno están ordenadas paralelamente y presentan enlaces cruzados, dando lugar a una resistencia a la tensión unas tres veces superior a la del músculo. La tensión última del tendón está habitualmente en torno a los 100MPa.

Otra particularidad es que aunque el diámetro de los tendones es a menudo inferior al del músculo asociado, su gran resistencia a la tracción hace que las lesiones por rotura de tendón sean poco frecuentes. Normalmente, las sobrecargas sobre la unidad músculo tendinosa (MTU) provocan fallos en las zonas de unión entre músculo y tendón o entre tendón y hueso.

A continuación, se muestra el resultado de un ensayo experimental donde el tendón es sometido a tracción. En la Figura 40 se presenta la relación entre tensión y deformación del tendón a velocidad constante.

Se pueden distinguir tres zonas en la curva a medida que la tensión de tracción aumenta:

1. Zona no lineal: Orientación progresiva de las fibras con la dirección de la carga.
2. Zona elástica lineal: comportamiento reversible, proporcionalidad entre causa y efecto.
3. Zona de deformaciones permanentes: Distensión y rotura de fibras

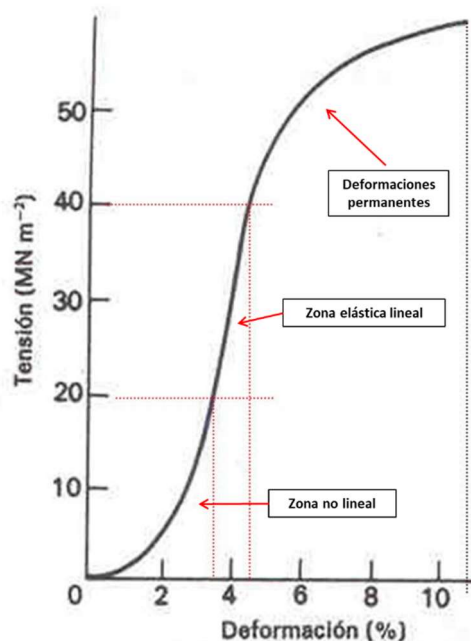


Figura 40 – Ensayo de tracción a velocidad de deformación constante. Fuente: Internet y elaboración propia.

En la Figura 41 se presenta la relación entre tensión y deformación a distintas velocidades de deformación. Se puede observar el carácter fuertemente viscoelástico del material. A mayor velocidad de deformación mayor rigidez.

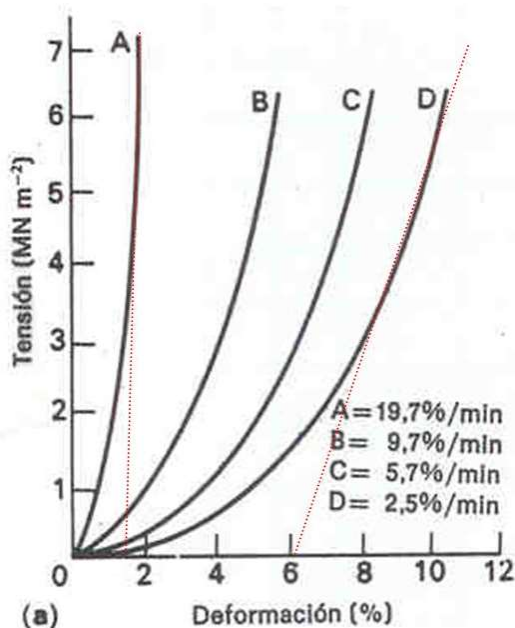


Figura 41 – Ensayo de tracción a distintas velocidades de deformación. Fuente: Internet.

5.4.- Características mecánicas del músculo

La caracterización muscular se establece a través de ensayos que sacan tendencias de comportamiento aproximado; las características siempre serán dependientes del tipo de músculo, de la persona y de múltiples factores que quedan fuera de control.

La dinámica del tejido muscular puede descomponerse en excitación neuronal y activación muscular. La activación corresponde a la transformación de la excitación neuronal (o artificial) en actuación del aparato contráctil. La contracción corresponde al desarrollo de la fuerza muscular.

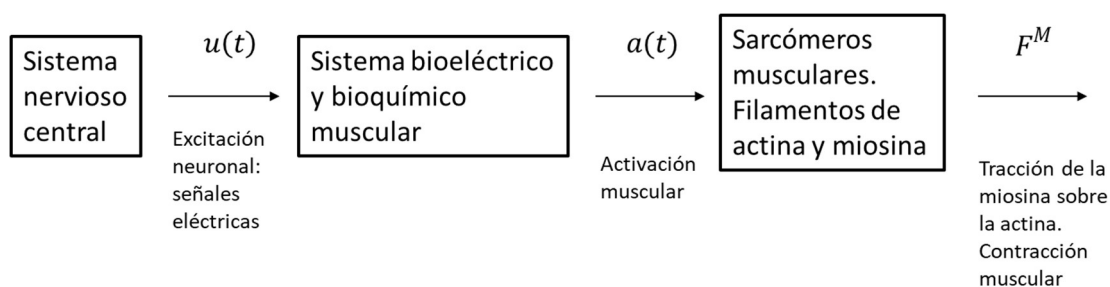


Figura 42 – Dinámica del tejido muscular. Fuente: Elaboración propia.

5.4.1. Activación del sarcómero

La activación muscular se lleva a cabo mediante la interacción de actina y miosina, esta interacción da lugar a la contracción y por tanto al desarrollo de tensión. La unión entre las cabezas de miosina con puntos activos de la actina se conoce como puentes cruzados.

Cuando existe acortamiento de las fibras musculares, los filamentos de actina se deslizan sobre los filamentos de miosina dando lugar al acortamiento del sarcómero. Este proceso

se puede observar en la siguiente figura y además se encuentra desarrollado en detalle en el apartado 4.2.- *Activación muscular*. Activación muscular

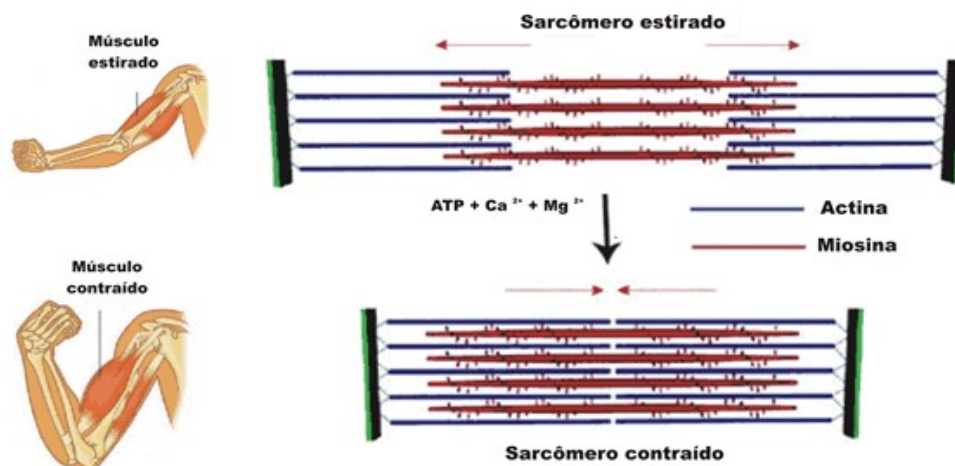


Figura 43 – Contracción muscular. Acortamiento del sarcómero. Fuente: Internet.

El grado de fuerza ejercida por el músculo, depende del número de puentes cruzados activos en un momento dado, a mayor cantidad de puentes cruzados mayor fuerza. Si la longitud del sarcómero se modifica, también cambia el solapamiento de actina y miosina. Por lo tanto, se concluye que el cambio de longitud del sarcómero influye directamente en la tensión ejercida.

Existe una longitud óptima para la cual el músculo ejerce la fuerza máxima. Esto ocurre en el centro de la gráfica (Figura 44), donde el sarcómero tiene su longitud de reposo y se corresponde a una contracción isométrica.

Al disminuir la longitud (acortamiento), el número de puentes cruzados activos disminuye al solapar filamentos delgados entre sí e impedir interacción con miosina; además, establece contacto de filamentos gruesos con discos Z.

Al aumentar la longitud (alargamiento), el número de puentes cruzados activos disminuye al disminuir el solapamiento entre actina y miosina.

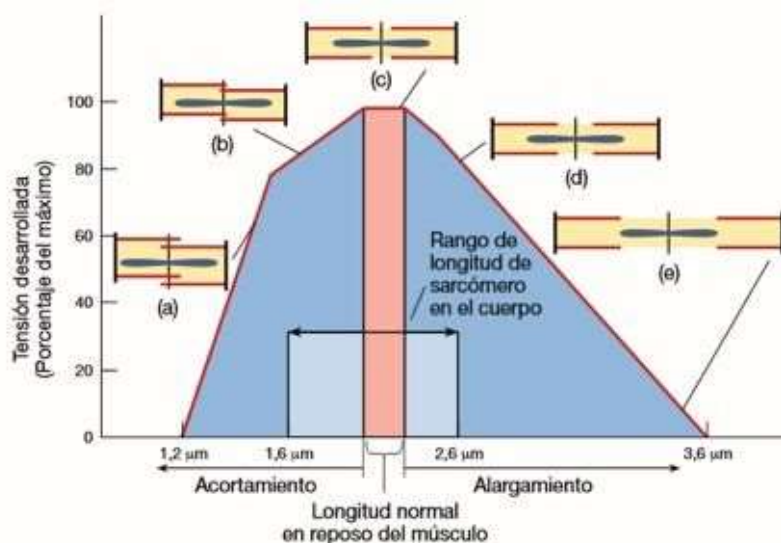


Figura 44 – Característica tensión – deformación de un sarcómero aislado. Fuente: Internet.

5.4.2. Contracción muscular

La contracción muscular total será el resultado de la contracción de cada uno de los sarcómeros en cada una de las fibras, que componen el músculo. Como se ha mencionado anteriormente, la unidad motora es la mínima parte que puede hacerse contraer de forma independiente.

Un músculo puede representarse por N unidades motoras, cada unidad motora se asocia a una función temporal de excitación $u_i(t)$ que genera una fuerza $F_i^M(t)$. El conjunto de cada una de las fuerzas generadas por las unidades motoras dará lugar a la fuerza muscular total F^M . La longitud del músculo estará definida por L^M .

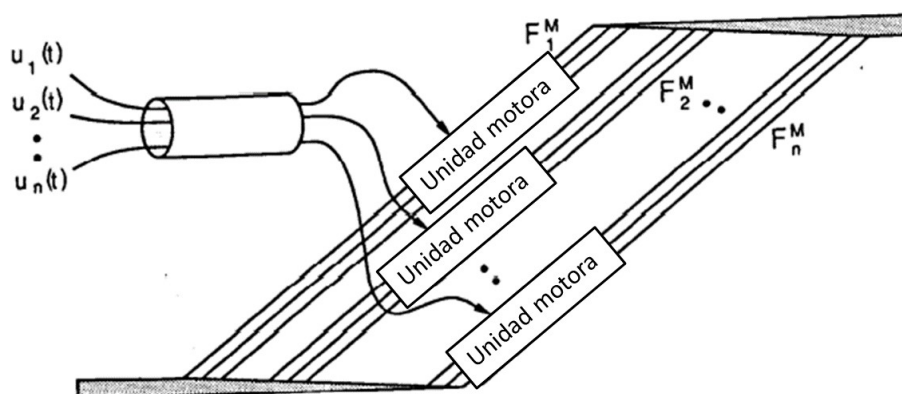


Figura 45 – Esquema de generación de fuerza total muscular. (Zajac, 1989) Modificada.²

Para caracterizar el músculo se tienen en cuenta las siguientes funciones:

$u(t)$: Función excitación neuronal transmitida por el sistema nervioso central.

$a(t)$: Función activación del músculo.

Ambas funciones son temporales, adimensionales y normalizadas entre 0 y 1. Para los distintos valores la función activación se establece:

- $a(t) = 1$: La activación muscular será total y se dará para la máxima excitación neuronal posible $u(t) = 1$.
- $a(t) < 1$: La activación muscular será parcial, esto ocurre cuando hay algunas unidades motoras inactivas o también cuando las unidades motoras que se excitan lo hacen con pulsos de baja frecuencia.
- $a(t) = 0$: La activación muscular será nula cuando no haya excitación eléctrica $u(t) = 0$. En este caso, el músculo está pasivo.

5.4.2.1. Característica Fuerza – Longitud del músculo

La longitud muscular, L^M y la fuerza muscular F^M dependen del grado de activación muscular $a(t)$ por tanto, hay una curva $F^M - L^M$ para cada nivel de activación.

La fuerza máxima de la fibra muscular se consigue en una longitud determinada, que además será distinta para cada músculo. Esta situación muscular se da para la llamada longitud de reposo o longitud óptima L_0^M . Dada una contracción isométrica, L_0^M será la

² Las modificaciones de las imágenes únicamente son traducciones al castellano.

longitud para la cual se consigue la tensión máxima; es decir, la sarcómera permite la activación de todos los puentes cruzados entre los filamentos de miosina y actina.

La variación de longitud del músculo da lugar a dos tensiones independientes que juntas componen la fuerza de contracción total esto puede verse representado en la Figura 46.

- En azul se representa la capacidad de generar tensión por el músculo, esta curva tiene un máximo para el valor de longitud de reposo L_0^M . Partiendo de este punto, a medida que el músculo se acorta durante la contracción, los puentes de actina – miosina se “sobre-solapan”, creando una incompleta activación de las conexiones y por tanto reduciendo la capacidad de producir tensión. Por otro lado, si aumento la longitud del músculo, ocurre lo mismo, esta vez el efecto es la falta de solapamiento lo que da lugar a la pérdida de tensión.
- En verde, se representa la resistencia al estiramiento; esta aparece cuando se estira el músculo por encima de L_0^M ya que la rigidez del tejido conectivo entre las fibras opone resistencia. Esta rigidez es no lineal y similar a la de un material hiperelástico. Se denomina fuerza pasiva que hay que aplicar al músculo inactivo para estirarlo. La rigidez pasiva es independiente de la activación $a(t)$.

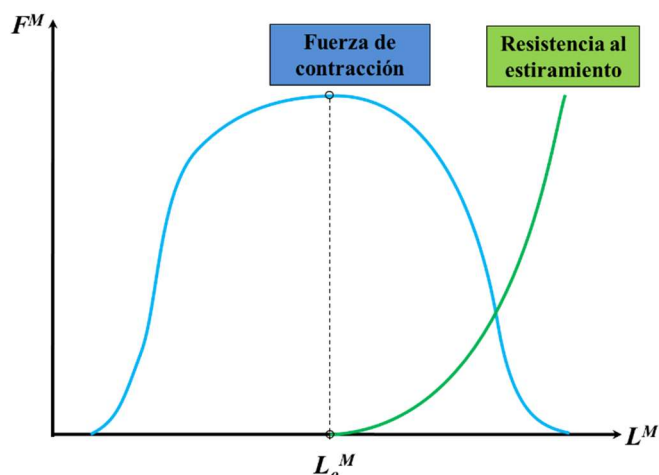


Figura 46 – Fuerza de contracción y resistencia al estiramiento.
Fuente: Elaboración propia.

La curva $F^M - L^M$ para una activación parcial $a(t) < 1$ es análoga a la de la activación total $a(t) = 1$ afectada por un factor de escala reductor.

De todas estas consideraciones se deduce la curva $F^M - L^M$ representada en la Figura 47, donde se representan tres tensiones para un estado de activación: dos parciales y la total.

- **Tensión activa:** tensión generada por la contracción y que es ejercida por los sarcómeros del músculo. La fuerza muscular activa se genera para un intervalo de longitudes $0.5 L_0^M < L^M < 1.5 L_0^M$.
- **Tensión pasiva:** tensión generada al estirar un músculo de forma pasiva más allá de su longitud de reposo, generada por los elementos pasivos del músculo (tejido conjuntivo).
- **Tensión total:** es la suma de las dos anteriores. A medida que se estira un músculo más allá de su longitud de reposo la tensión activa disminuye y aumenta la pasiva.

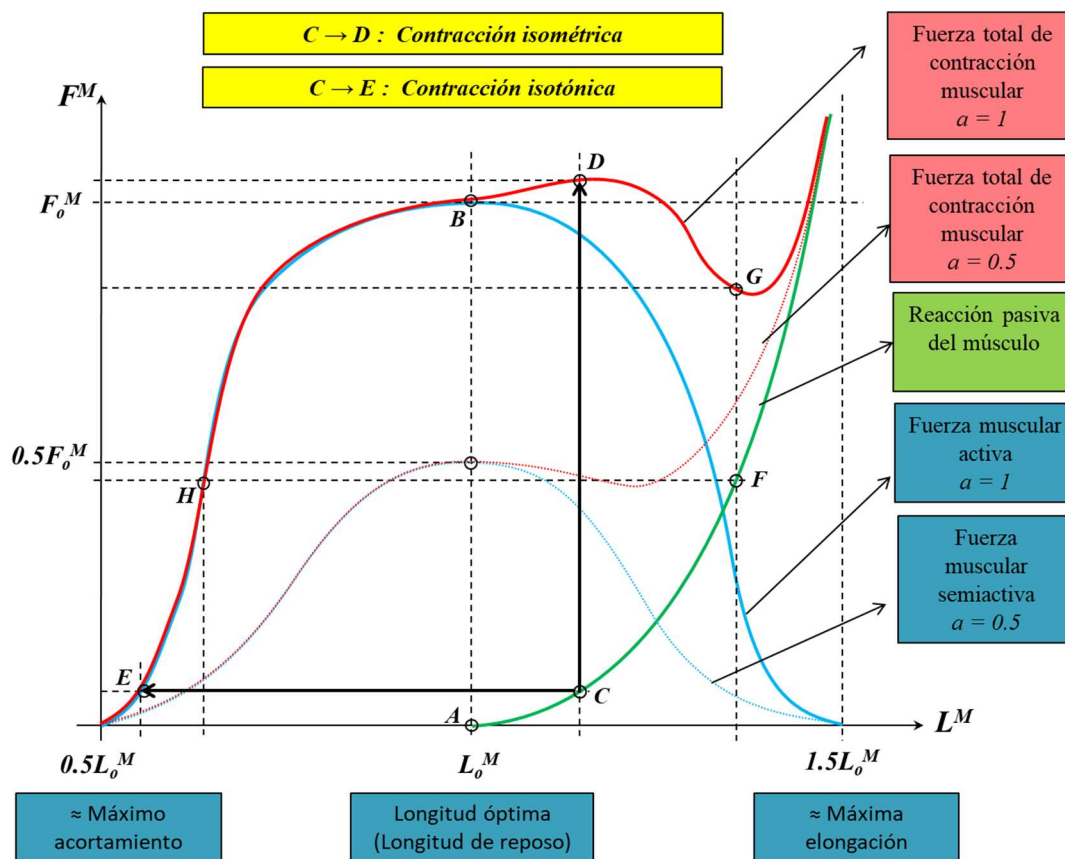


Figura 47 – Fuerza – longitud del músculo para distintos niveles de activación. Fuente: Elaboración propia.

Punto A: Músculo en reposo. La longitud es óptima L_0^M y la activación es nula $a(t) = 0$.

A → B: Contracción isométrica para $a(t) = 1$. Se produce la activación del músculo sin variar su longitud.

Punto C: Músculo inactivo $a(t) = 0$ sometido a una carga de tracción F_C (alargamiento).

C → D: Contracción isométrica $a(t) = 1$.

C → E: Acortamiento isotónico por activación del músculo $a(t) = 1$.

Punto F: Músculo inactivo $a(t) = 0$ sometido a una carga de tracción F_F .

F → G: Contracción isométrica $a(t) = 1$.

F → H: Acortamiento isotónico por activación del músculo $a(t) = 1$.

5.4.2.2. Característica Fuerza – Velocidad del músculo

La velocidad muscular se entiende como la variación de la longitud del músculo L^M a lo largo del tiempo. La relación fuerza – velocidad explica como la fuerza del músculo activado varía con la velocidad del músculo.

Como el resto de características, esta relación se obtiene mediante ensayos, en particular mediante ensayos isotónicos (fuerza constante).

La zona de acortamiento ($v < 0$) se obtiene tomando de referencia la Figura 47 en la que se representa $F^M - L^M$. Como punto de partida el músculo se encuentra inactivo $a(t) = 0$; a continuación, se aplica una carga exterior de tracción constante y se mide la longitud resultante obteniéndose puntos de la curva pasiva ($a(t) = 0, L^M > L_0^M$) como el C y

F. Finalmente, se aplica una excitación ($a(t) > 0$) y el músculo se contrae, se mide el acortamiento y la velocidad media hasta los puntos E y H (para el caso de activación máxima $a(t) = 1$).

La zona de alargamiento ($v > 0$) se obtiene partiendo de la longitud óptima L_0^M con el músculo totalmente activado (punto B de la figura) al incrementar la carga $F^M > F_0^M$, el músculo se alarga con una velocidad media v hasta que alcanza el equilibrio. Para fuerzas superiores a $\sim 1,8F_0^M$ se sobrepasa el límite de alargamiento reversible de las fibras.

La velocidad máxima se dará sin carga. Este valor se obtiene, partiendo de la longitud óptima L_0^M con el músculo inactivo (punto A de la figura) y aplicando posteriormente una activación máxima.

La forma de la curva es aproximada, y en muchos modelos (Zajac, 1989) se asumen simplificaciones a efectos de cálculo como las que se presentan a continuación:

- Unicidad de la intersección con el eje de velocidad (la velocidad máxima v_m tiene cierta dependencia del grado de activación $a(t)$).
- Continuidad en $(0, F_0^M)$. Hay resultados experimentales que lo cuestionan.
- Independencia del historial de carga (se ha comprobado que la velocidad de contracción aumenta si el músculo ha tenido contracciones previas).

En la contracción concéntrica hay una relación aproximadamente hiperbólica $F \cdot V = \text{cte}$. La relación entre la contracción excéntrica del músculo y la velocidad es incierta.

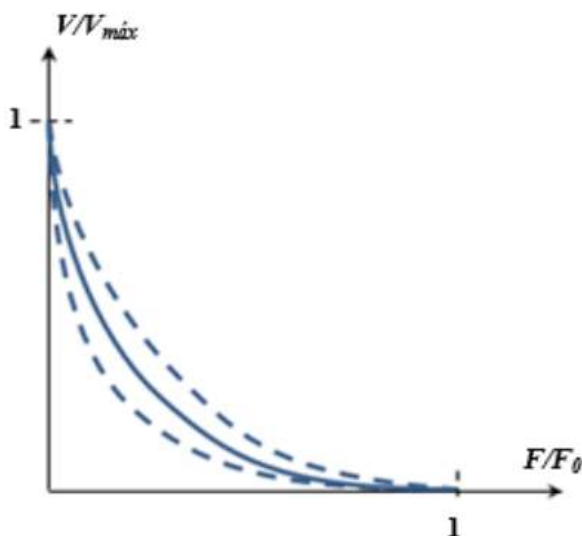


Figura 48 – Relación fuerza – velocidad para contracción concéntrica. Fuente: Internet.

La velocidad puede ser de las características mecánicas más importantes ya que las tres acciones musculares se reflejan en el gráfico.

- Acción concéntrica (fuerza constante, acortamiento del músculo): La fuerza del músculo disminuye rápidamente al aumentar la velocidad de acortamiento.
- Acción excéntrica (fuerza constante, alargamiento del músculo): La fuerza dentro del músculo aumenta al aumentar la velocidad de alargamiento.
- Acción isométrica (no hay movimiento $v=0$): La fuerza dentro del músculo es máxima.

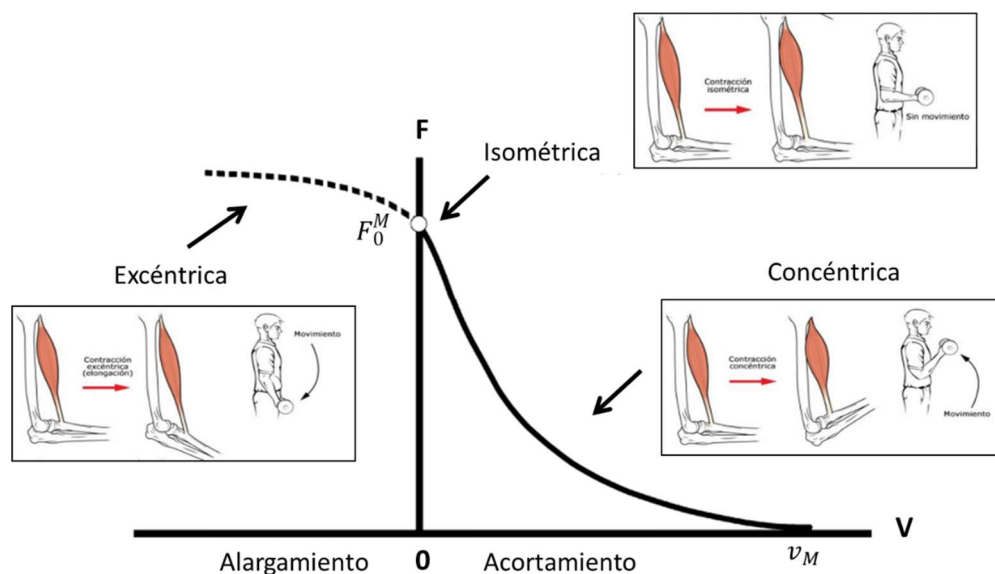


Figura 49 – Relación Fuerza-Velocidad para diferentes acciones musculares. (Knudson, 2007) Modificada.

Cuanta más velocidad de acortamiento se le demande a un músculo, menos fuerza podrá ejercer. Esta curva se obtiene de mediciones que tienen como punto de partida la estimulación máxima del músculo (condiciones isométricas, F_{max}^M) y su posterior liberación.

El entrenamiento, aunque no puede modificar la relación de entre fuerza y velocidad si puede desplazar la curva y las pendientes.

- Entrenamiento con pesas de carga elevada y pocas repeticiones desplaza la curva $F - v$ cerca de las condiciones isométricas.
- Entrenamiento de pesas de carga ligera y muchas repeticiones rápidas desplaza la curva $F - v$ hacia arriba en la zona más próxima a velocidad máxima.

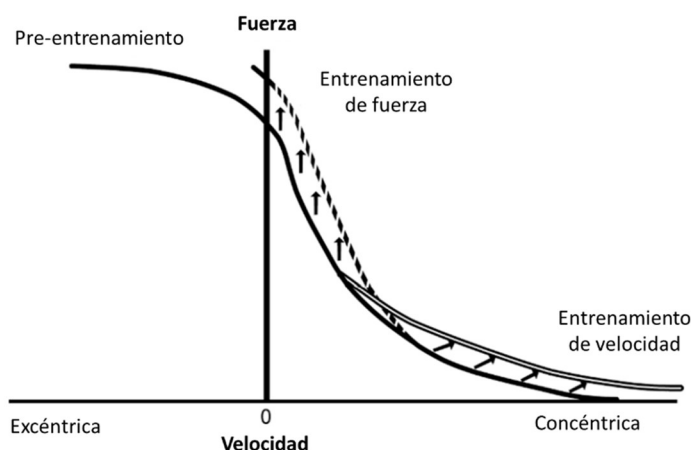


Figura 50 – Variación de la curva $F - v$ con el entrenamiento. (Knudson, 2007) Modificada.

Otro aspecto que hace variar la relación fuerza velocidad y muestra diferencias significativas en el rendimiento muscular son los tipos de fibras musculares. Las fibras musculares están formadas por fibras de contracción lenta (Tipo I) y fibras de contracción rápida (Tipo II).

En la Figura 51 se ve representado el tiempo que cada fibra requiere para alcanzar su máximo de fuerza; este valor es distinto en cada caso (representación porcentual de la fuerza).

- Las fibras Tipo I, contracción lenta, alcanzan el pico de tensión de manera progresiva entre los 60 y los 120ms (aproximadamente una décima de segundo) y además la caída de tensión en el músculo es gradual. Se puede mantener la tensión durante más tiempo.
- Las fibras Tipo II, contracción rápida, se alcanza antes el nivel de tensión entre los 20 y 50ms, pero también la caída hasta cero es brusca.

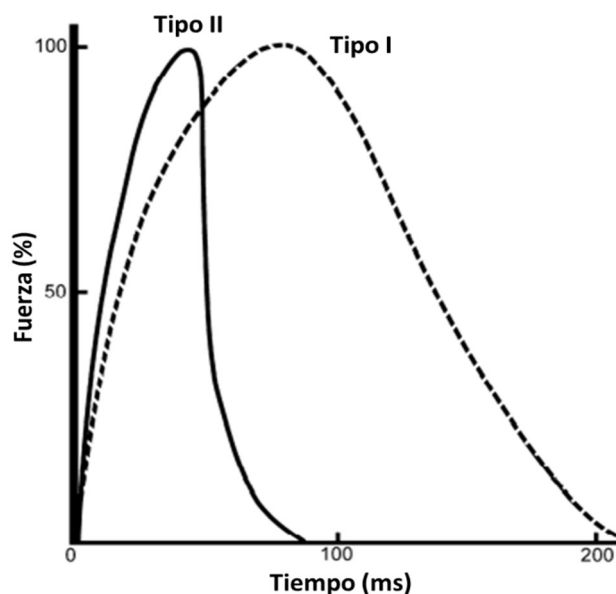


Figura 51 – Relación Fuerza – Tiempo para distintos tipos de Fibra. (Knudson, 2007) Modificada.

No hay diferencias significativas en los tipos de fibras de los músculos según el sexo, pero dentro del cuerpo entre unos músculos y otros hay grandes diferencias. Por ejemplo, los músculos posturales que soportan la torsión creada por la gravedad, como el sóleo y los abdominales, tienen un mayor porcentaje de fibras lentas que de fibras rápidas.

La siguiente figura presenta la relación entre fuerza-velocidad en el sóleo (contracción predominantemente lenta) y en el gastrocnemio medial (contracción predominantemente rápida) en un gato; aunque el comportamiento en humanos es similar.

En el caso del gastrocnemio medial, tanto el valor de tensión máxima (~100N) como el de velocidad (40 cm/s) es muy superior que en el caso de las fibras lentas.

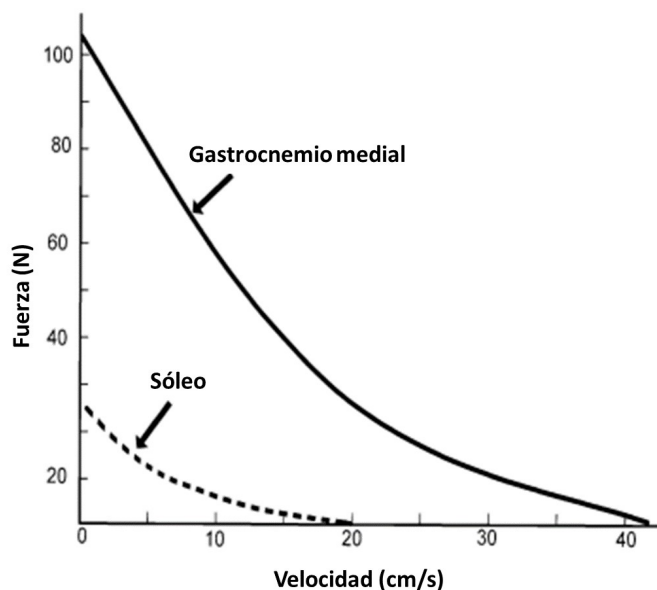


Figura 52 – Relación Fuerza-Velocidad del gastrocnemio medial y el sóleo del gato. (Knudson, 2007) Modificada.

5.4.2.3. Característica Fuerza – Tiempo del músculo

Otra importante característica mecánica del músculo está relacionada con el retraso temporal en el desarrollo de la tensión. La relación fuerza-tiempo se refiere al retraso en el desarrollo de la tensión muscular de toda la unidad músculo tendón y puede expresarse como el tiempo transcurrido desde que se emite la señal eléctrica por el sistema nervioso hasta el aumento de la tensión muscular.

La primera parte del retardo está relacionada con la estimulación muscular, lo que se denomina estado activo o dinámica de excitación. El sistema neuromuscular puede ser entrenado para aumentar rápidamente la estimulación muscular.

La segunda parte del retardo consiste en el aumento real de la tensión en el músculo lo que se conoce como dinámica de contracción. Como se puede ver en la Figura 51 para los diferentes tipos de fibras el alcance del pico de tensión se daba en fibras rápidas entorno a valores de 20ms y en fibras lentas llegaba hasta los 120ms.

Por lo tanto, el tiempo depende en gran medida del esfuerzo cognitivo del sujeto, del entrenamiento, del tipo de acción muscular y del historial de activación del grupo muscular.

En la siguiente figura, se presenta una señal de electromiografía rectificada (mide la activación eléctrica del músculo) y la fuerza de un agarre isométrico. La fuerza isométrica máxima tardó en alcanzarse entre 250 y 400ms desde que se inicia la activación del grupo muscular.

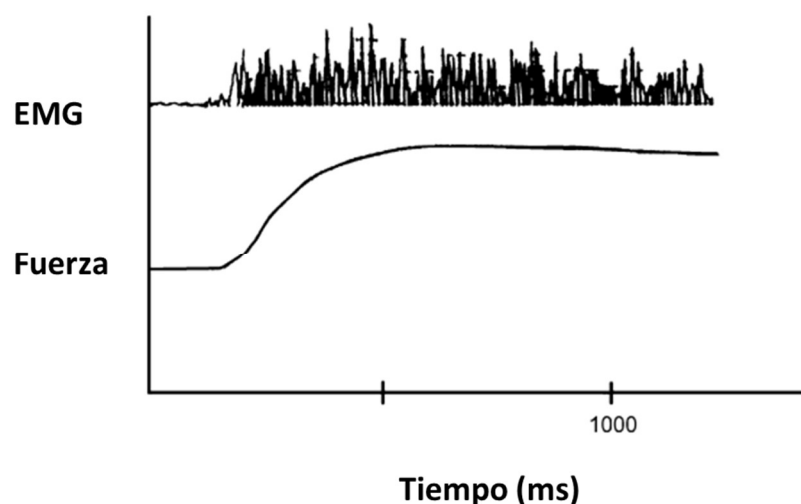


Figura 53 – Señal electromiográfica rectificada del cuádriceps y fuerza de extensión de la rodilla isométrica. (Knudson, 2007) Modificada.

Los retrasos en la tensión máxima de grupos musculares enteros pueden ser muy variable, desde 100ms hasta más de un segundo.

Esta relación fuerza – tiempo suele denominarse retardo electromecánico en los estudios de electromiografía y es fundamental a la hora de interpretar las señales.

5.5.- Sinergia del sistema músculo esquelético

La sinergia se define como “acción de dos o más causas cuyo efecto es superior a la suma de los efectos individuales” siendo su definición en latín “tarea coordinada”. Esto es lo que ocurre en el cuerpo con la musculatura, trabajo coordinado contrayéndose y relajándose de manera alternada y armoniosa para llevar a cabo cualquier movimiento.

La Anatomía clasifica los músculos según grupos funcionales (flexores/extensores, abductores/aductores, agonistas/antagonistas, etc) basándose en sus hipotéticas acciones. A menudo, estas estimaciones cualitativas de las acciones musculares son incorrectas.

La transferencia de fuerza de la unidad músculo tendinosa (MTU) al hueso depende de la longitud del tendón. Los músculos de tendón corto transmiten carga más rápido. Por ejemplo, los músculos intrínsecos de la mano son adecuados para los movimientos rápidos de un violinista debido a sus tendones cortos. El tendón de Aquiles, en cambio, absorbe impactos y suaviza las fuerzas transmitidas por el sóleo y los gastrocnemios (gemelos).

El trabajo mecánico generado por los músculos depende de la zona de la característica fuerza – longitud en que actúan. El sistema nervioso central coordina las acciones musculares activando los músculos en diferentes zonas.

La anatomía funcional examina la línea de acción de la tracción muscular e infiere el movimiento de la articulación alrededor de un eje de rotación. Así, por ejemplo, en el plano sagital el bíceps braquial se clasifica como un flexor del codo porque se asume que está insertado en la articulación del hombro y en la tuberosidad radial, y las tracciones en esos puntos generan la flexión del codo.

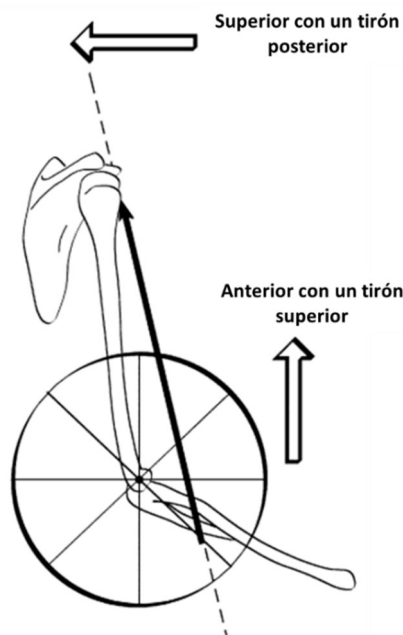


Figura 54 – Método mecánico de la acción muscular aplicado al bíceps y a la flexión del codo. Modificada (Knudson, 2007) Modificada.

Sin embargo, cuando el músculo se activa el movimiento de los puntos de inserción depende de muchos factores biomecánicos. La tensión en ambos extremos del músculo puede ser distinta debido a la fuerza transmitida a los músculos adyacentes y al tejido conectivo extramuscular.

En el ejercicio de la Figura 55 el movimiento ocurre en la articulación del hombro, en tanto que el ángulo articular del codo permanece constante. El tríceps y otros músculos secundarios deben actuar y hay una sinergia con el bíceps braquial que no está definida, no pudiéndose determinar si el músculo biarticular considerado está isométricamente activo o inactivo.

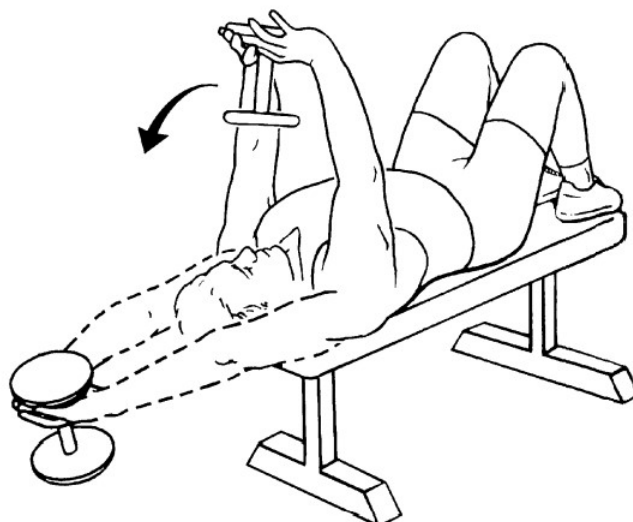


Figura 55 – Movimiento de la articulación del hombro mientras el ángulo del codo permanece inalterado. (Knudson, 2007) Modificada.

Hay situaciones en donde los músculos aceleran la articulación en dirección contraria a la supuesta por la anatomía funcional. En la figura siguiente se ilustra el estudio realizado en

el flexor plantar (gastrocnemio) de un animal de experimentación bípedo (un pavo) (Roberts et al, 1997). En la marcha sobre un terreno plano, durante la fase de apoyo sobre una pata (stance) el músculo crea una fuerza considerable pero las fibras no se acortan, luego la acción muscular es isométrica y los cambios de longitud se deben a estiramientos y acortamientos del tendón. Sobre un terreno inclinado, en cambio, las fibras musculares se acortan (acción concéntrica) transmitiendo trabajo mecánico.

En estudios del tibial anterior humano se ha comprobado también que en movimientos articulares isométricos el músculo se comporta de forma no isométrica y no lineal; el tendón y la aponeurosis se alargan mientras las fibras se acortan.

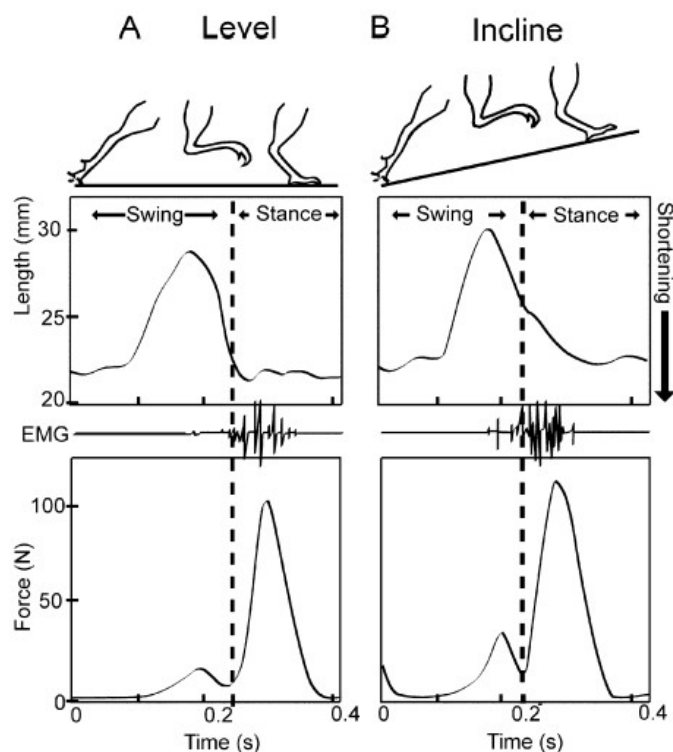


Figura 56 – Mediciones simultáneas de fuerza muscular, longitud y activación (EMG) del gastrocnemio de pavos en carrera. (Knudson, 2007).

Los estudios de electromiografía (EMG) revelan que la actividad muscular durante un mismo ejercicio puede variar mucho de un individuo a otro. Esto se debe fundamentalmente a la considerable redundancia del sistema muscular. Hay incertidumbre sobre el número de músculos que actúan y a qué nivel.

Incluso en un músculo individual hay mucha incertidumbre porque el número de unidades motoras activadas depende de las características del movimiento desarrollado.

La actividad muscular varía con el ángulo y la estabilidad de la articulación, así como con el grado de fatiga. Pequeñas deformidades anatómicas pueden provocar importantes cambios en grupos musculares alejados.

Considérese por ejemplo el listado de consecuencia de la utilización prolongada de calzado de tacón alto. Los zapatos de tacón alto obligan a tener la pierna en una posición poco natural. Si se mantienen así por mucho tiempo, hay posibilidad de que se acorten el músculo de la pantorrilla, los cartílagos, las articulaciones y los huesos del pie.

CONSECUENCIAS GENERALES

En el tendón de Aquiles

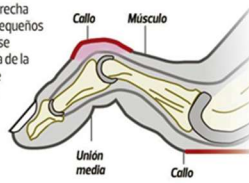
Cuando la parte frontal del pie se desliza hacia abajo, el tendón de Aquiles se estrecha.

Mientras más alto es el tacón, más dolor puede crear el estrechamiento del tendón.



Dedo en martillo

Una punta de zapato estrecha empuja los dedos más pequeños del pie, lo cual hace que se doblen en la unión media de la articulación. Después de un tiempo, los dedos no pueden volverse a estirar.



Juanetes

Los zapatos de horma estrecha pueden causar un crecimiento en la base del hueso del dedo gordo. Esto hace que el dedo se doble hacia adentro y ocasione dolor.



Neuroma de Morton

El alto del tacón y una punta del zapato estrecha pueden crear un engrosamiento del nervio entre el tercer y cuarto dedo, lo cual causa dolor y entumecimiento en esa zona.



OTROS EFECTOS

Rodillas

Caminar en tacones causa una postura alterada que deposita un exceso de fuerza en la parte interna de la rodilla.

Pantorrillas

Los músculos de las pantorrillas se ajustan al ángulo de los tacones. Estos pueden acortarse.

Protuberancias

La parte posterior en las tiras de ajuste de los zapatos de tacón puede irritar el talón y causar una deformidad del hueso llamada **espolón de Haglund**.

Daño a los tobillos

Pararse sobre tacones causa mal equilibrio. La mujer tiene un gran riesgo de tropezar y tener un esguince o rotura en los tobillos.

Figura 57 – Consecuencias del uso prolongado de zapato de tacón alto. Fuente: Internet.

6. EL MODELO CLÁSICO DE HILL-ZAJAC

La biofísica y la bioquímica del músculo son conocidas como resultado de extensas y complejas investigaciones. Por este motivo se pueden modelizar con elementos mecánicos analógicos simples aunque no siempre cercanos a la realidad.

De entre los muchos modelos propuestos, el más reconocido es el desarrollado inicialmente por A.V. Hill en 1951. Este se presenta recurriendo a un modelo operacional compuesto por un número reducido de elementos mecánicos simples acoplados de tal manera que reproduzca las propiedades del sistema musculo-tendinoso.

A continuación, se va a realizar una revisión del modelo, usando de referencia el artículo [“Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control” Felix E. Zajac. Stanford University] y ampliando alguno de los puntos mencionados.

6.1.- Modelo del músculo.

El modelo mecánico más simple (músculo aislado) compatible con las características del sistema muscular está constituido por dos elementos principales:

- EC: Elemento contráctil. Generador de fuerzas, representando a las miofibrillas (puentes cruzados). La fuerza depende de la longitud muscular L^M , de la velocidad v^M y de la activación $a(t)$.
- PE: Elemento elástico en paralelo. Componente conjuntivo en paralelo equivalente al conjunto de epimisio, perimisio y endomisio. Tiene una elevada capacidad elástica y genera tensión después del estiramiento $L^M > L_0^M$.

$$L^M = L^{CE} = L^{PE} \quad (4)$$

$$F^M = F^{CE} + F^{PE} \quad (5)$$

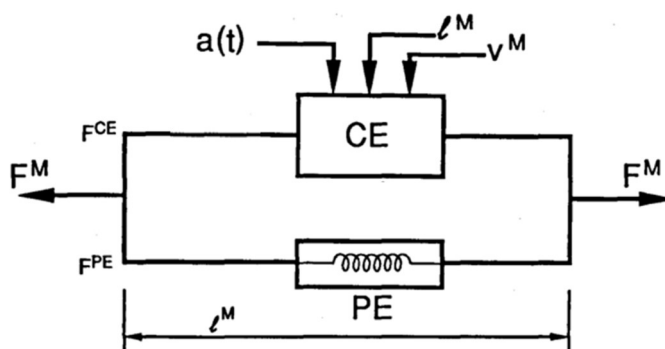


Figura 58 – Modelo muscular de Hill. (Zajac, 1989)
Modificada.

Modelo muscular de Hill con elemento elástico en serie

Algunos modelos incluyen un elemento elástico en serie con el elemento contráctil, esto se debe al considerar que los puentes cruzados tienen elasticidad en serie con su productor de fuerza (cabeza de la miosina). (Huxley, 1971)

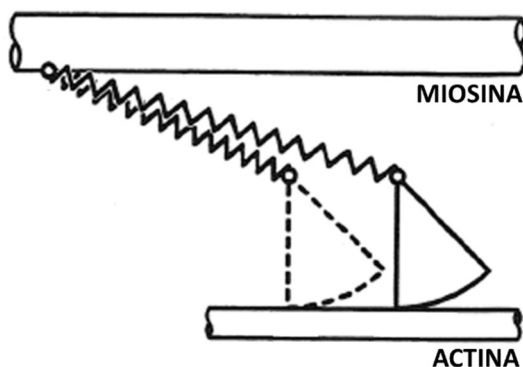


Figura 59 – Dibujo esquemático de dos puentes cruzados de acuerdo con el modelo del puente cruzado propuesto por Huxley y Simmons (1971). Fuente: Internet (modificada).

La elasticidad de los puentes cruzados se representa en el modelo de Hill con un resorte en serie (SEE) con el elemento contráctil (CE).

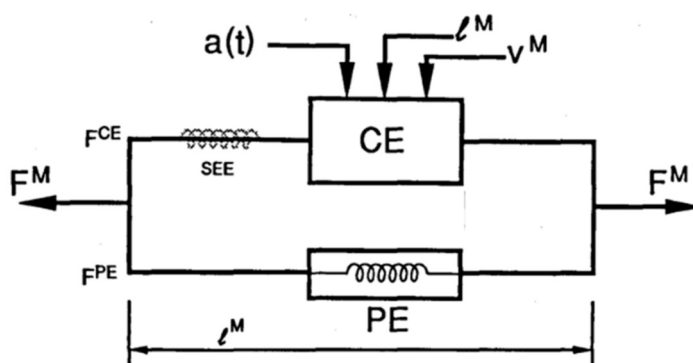


Figura 60 – Modelo muscular de Hill con elemento elástico en serie. (Zajac, 1989)

Esta elasticidad en serie es ignorada en muchos modelos; esta consideración generalmente parece ser correcta si el componente elástico en serie está exclusivamente asociado con las aponeurosis y los tendones.

Además, si se considera el elemento elástico de los puentes cruzados no se podría asumir el comportamiento análogo de sarcómeros y fibras. La velocidad de la fibra muscular no será una versión de la velocidad del sarcómero, así como, la longitud de la fibra tampoco será una versión escalada de la longitud del sarcómero. En conclusión, se descarta por simplicidad del modelo.

6.1.1. Modelo matemático de la activación muscular (Zajac)

La evaluación de la excitación $u(t)$ puede obtenerse a partir del registro electromiográfico y el correspondiente tratamiento de la señal:

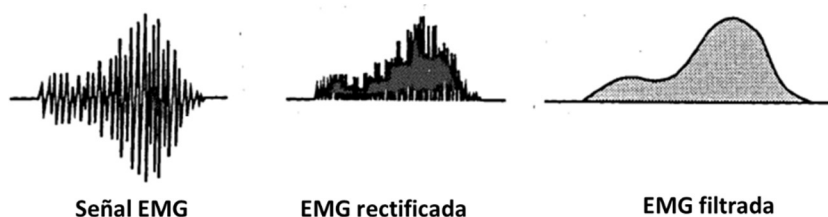


Figura 61 – Asociación de la señal EMG con la excitación neuronal. (Zajac, 1989) Modificada.

Los modelos asumen que una señal de excitación $u(t)$ (señal de entrada) genera una activación muscular $a(t)$ (señal de salida) según un proceso gobernado por una ecuación diferencial bilineal de tipo:

$$\frac{da(t)}{dt} + \left[\frac{1}{\tau_{act.}} (\beta + [1 - \beta]u(t)) \right] a(t) = \frac{1}{\tau_{act.}} u(t) \quad (6)$$

Donde las funciones $u(t)$ y $a(t)$ están normalizadas, es decir, son adimensionales y están acotadas entre 0 y 1. Las constantes $\tau_{act.}$ y β son parámetros adimensionales; $\tau_{act.}$ es una constante temporal y β es adimensional ($0 < \beta < 1$).

La ecuación anterior que relaciona la excitación neuronal (obtenida de la señal electromiográfica) y la activación muscular no se encuentra desarrollada en el artículo (Zajac, 1989). En este estudio se ha decidido integrar el modelo propuesto para conocer la forma que adopta la función $a(t)$ al particularizar para dos casos de excitación: excitación total (señal escalón) y excitación nula (proceso de relajación).

1. Particularización del modelo: excitación total del músculo: $u(t) = 1$

Proceso de activación muscular tras una excitación neuronal total, pasando de 0 a 1 con una función escalón. Se asume que el paso de 0 a 1 en la excitación neuronal es inmediata.

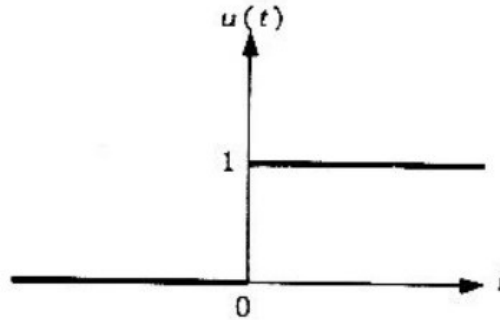


Figura 62 – Función escalón para la excitación neuronal. Fuente: Internet.

Sustituyendo $u(t) = 1$:

$$\frac{da(t)}{dt} + \left[\frac{1}{\tau_{act.}} (\beta + [1 - \beta] \cdot 1) \right] a(t) = \frac{1}{\tau_{act.}} \cdot 1 \quad (7)$$

$$\frac{da(t)}{dt} + \frac{a(t)}{\tau_{act.}} = \frac{1}{\tau_{act.}} \quad (8)$$

Separando variables:

$$\frac{da(t)}{1 - a(t)} = \frac{dt}{\tau_{act.}} \quad (9)$$

Cambio de variable:

$$s(t) = 1 - a(t) \quad , \quad ds = -da \quad (10)$$

Sustituyendo:

$$-\frac{ds(t)}{s(t)} = \frac{dt}{\tau_{act.}} \quad (11)$$

$$\ln s - \ln s_0 = \frac{\ln s}{\ln s_0} = -\frac{1}{\tau_{act.}}(t - t_0) \quad (12)$$

Tomando antilogaritmos:

$$\frac{s}{s_0} = \exp\left(-\frac{t - t_0}{\tau_{act.}}\right) \quad (13)$$

Tomando condiciones de contorno: instante inicial $t_0 = 0$; activación nula $a(t_0) = 0$. Y deshaciendo el cambio de variable, se tiene:

$$t_0 = 0 \quad , \quad a(t_0) = 0 \quad \rightarrow \quad a(t) = 1 - \frac{1}{\exp\left(\frac{t}{\tau_{act.}}\right)} \quad (14)$$

$$a(0) = 0 \quad , \quad a(\infty) = 1 \quad , \quad a(\tau_{act.}) = 1 - 1/e = 0,632 \quad (15)$$

Al representar la función activación muscular se concluye que el proceso no es inmediato tras recibir un la señal eléctrica del tipo escalón por parte de la excitación neuronal. El músculo requiere de un tiempo para alcanzar su activación máxima. Una vez alcanzada se mantiene mientras dure la excitación neuronal.

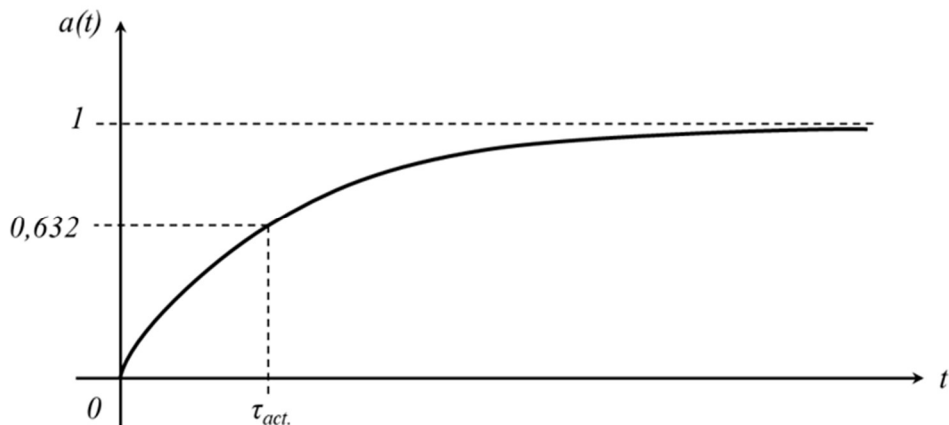


Figura 63 – Función de activación para una excitación $u(t) = 1$. Fuente: Elaboración propia.

2. Particularización del modelo: excitación nula del músculo: $u(t) = 0$

Proceso de desactivación muscular, pasando de una excitación constante máxima a una excitación neuronal nula.

Sustituyendo en (6): $u(t) = 0$

$$\frac{d a (t)}{d t} + \left[\frac{1}{\tau_{a c t .}} (\beta + [1 - \beta] \cdot 0) \right] a (t) = \frac{1}{\tau_{a c t .}} \cdot 0 \quad (16)$$

$$\frac{d a (t)}{d t} + \frac{\beta}{\tau_{a c t .}} a (t) = 0 \quad (17)$$

Llamando:

$$\frac{\beta}{\tau_{a c t .}} = \frac{1}{\tau_{d e a c t .}} \rightarrow \beta = \frac{\tau_{a c t .}}{\tau_{d e a c t .}} \quad (18)$$

$$\frac{d a (t)}{d t} + \frac{a (t)}{\tau_{d e a c t .}} = 0 \quad (19)$$

Separando variables:

$$\frac{d a (t)}{a (t)} = - \frac{d t}{\tau_{d e a c t .}} \quad (20)$$

Integrando:

$$\ln a - \ln a_0 = \frac{\ln a}{\ln a_0} = - \frac{t - t_0}{\tau_{d e a c t .}} \quad (21)$$

$$a (t) = a_0 \exp \left(- \frac{t - t_0}{\tau_{d e a c t .}} \right) \quad (22)$$

$$a (t_0) = a_0 \quad ; \quad a (\infty) = 0 \quad ; \quad a (t = t_0 + \tau_{d e a c t .}) = \frac{a_0}{e} = 0,368 a_0 \quad (23)$$

Se obtiene la siguiente expresión para la activación muscular:

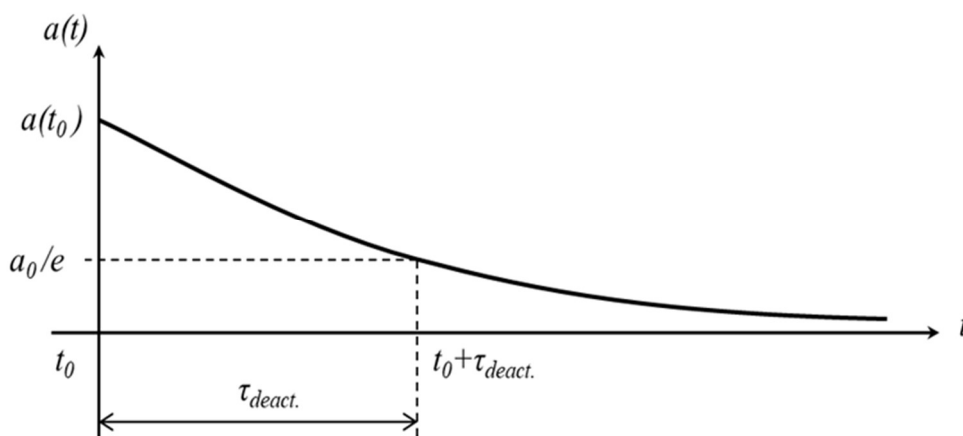


Figura 64 – Función de activación para una excitación $u(t) = 0$. Fuente: Elaboración propia.

En la Figura 64 de desactivación muscular, se observa el mismo efecto que en la activación, no es inmediato y requiere de tiempo hasta su desactivación total a pesar de haber dejado de recibir señal eléctrica por el sistema nervioso.

Tras ambas particularizaciones, se concluye que la ecuación (6) propuesta da lugar a una señal de activación $a(t)$ del tipo exponencial para una señal de excitación $u(t)$ del tipo escalón.

Además, τ_{act} es la constante de tiempo asociada a la excitación total del músculo $u(t) = 1$, en tanto que $\tau_{deact} = \tau_{act} / \beta$ es la constante de tiempo asociada a la relajación total del músculo $u(t) = 0$.

Como $0 < \beta < 1$, se tiene que $\tau_{act} < \tau_{deact}$, es decir, el proceso de activación muscular es más rápido que el de desactivación o relajación, conforme a la realidad.

6.1.1.1. Ecuación diferencial de la activación muscular normalizada

Definida la activación muscular $a(t)$ a partir de la excitación $u(t)$, se obtiene la fuerza muscular a partir de las propiedades del tejido muscular: curva $F^M - L^M$ del músculo pasivo, $F^M - L^M$ del músculo activo y la curva $F^M - v^M$.

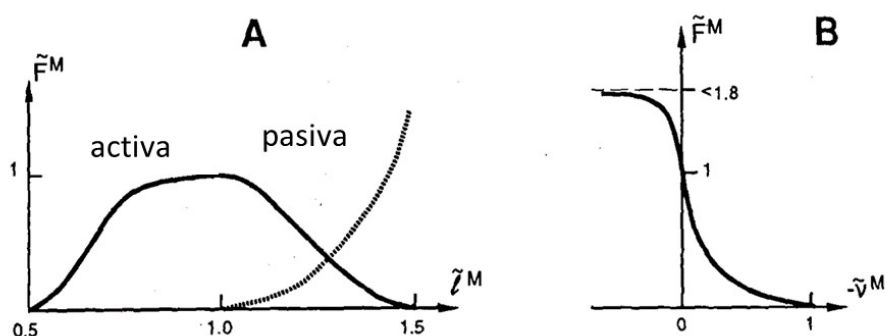


Figura 65 – Propiedades del tejido muscular. A) Curva $F^M - L^M$ normalizada. B) Curva $F^M - v^M$ normalizada. (Zajac, 1989) Modificada.

Estas curvas y la ecuación que relaciona $u(t)$ y $a(t)$ se emplean en formato totalmente adimensional haciendo uso de las variables normalizadas.

$$\tilde{F}^M = \frac{F^M}{F_0^M} \quad (24)$$

$$\tilde{L}^M = \frac{L^M}{L_0^M} \quad (25)$$

$$\tilde{v}^M = \frac{v^M}{v_{m\acute{a}x.}} = \frac{v^M}{\frac{L_0^M}{\tau_c}} \quad (26)$$

τ_c : parámetro de escala temporal

Y los parámetros temporales normalizados:

$$\tilde{\tau}_{act} = \frac{\tau_{act}}{\tau_c} \quad (27)$$

$$\tilde{\tau}_{dact} = \frac{\tau_{dact}}{\tau_c} = \frac{\tilde{\tau}_{act}}{\beta} \quad (28)$$

Y la variable adimensional del tiempo

$$\tau = \frac{1}{\tau_c} * t \quad (29)$$

La ecuación de activación normalizada queda:

$$\frac{da(\tau)}{d\tau} + \left[\frac{1}{\tilde{\tau}_{act}} (\beta + [1 - \beta]u(\tau)) \right] a(\tau) = \frac{1}{\tilde{\tau}_{act}} u(\tau) \quad (30)$$

Esta ecuación se asume para todos los músculos, lo que equivale a suponer que la dinámica de activación es independiente del tipo de músculo (lento o rápido), diferenciándose sólo respecto a la escala de tiempo τ_c . Se ha comprobado experimentalmente que esto es razonable.

Las diferencias entre músculo rápido y lento son más significativas respecto a la tensión, es decir, cuando se considera la relación de la fuerza respecto al área de la sección muscular. En el modelo de Hill se soslaya esta dificultad al trabajar con la fuerza muscular en lugar de la tensión.

6.2.- Modelo del tendón. Propiedades.

El tendón está constituido por una parte externa (tendón externo) y una interna (aponeurosis del músculo o tendón interno). Según los datos experimentales ambas partes describen el mismo proceso de deformación.

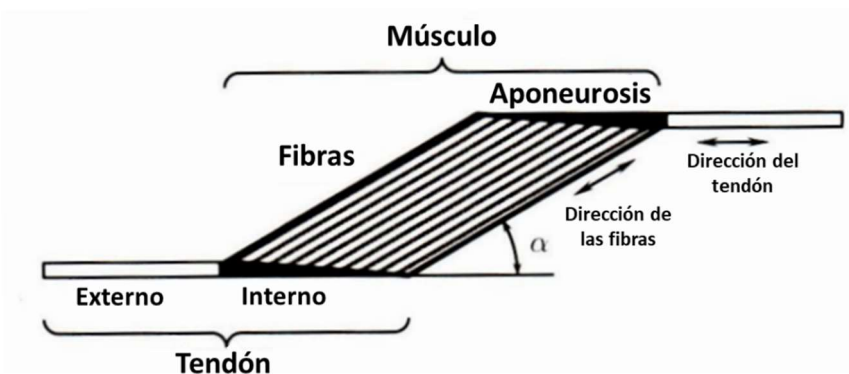


Figura 66 – Arquitectura del músculo penado. (Zajac, 1989) Modificada..

Se define la deformación del tendón como la relación entre el alargamiento y la longitud de reposo, L_s^T , que es aquella para la cual las fibras de colágeno presentan un grado de alineación tal que la rigidez a tracción es significativa y puede transmitirse la carga:

$$\varepsilon^T = \frac{\Delta L^T}{L_s^T} = \frac{L^T - L_s^T}{L_s^T} \quad (31)$$

La tensión sobre el tendón σ^T es la fuerza con respecto al área de la sección recta A^T :

$$\sigma^T = \frac{F^T}{A^T} \quad [N/mm^2 \equiv MPa] \quad (32)$$

Según las pruebas experimentales, la característica tensión - deformación ($\sigma^T - \varepsilon^T$) del tendón presenta una zona no lineal inicial seguida de un comportamiento cuasi lineal hasta prácticamente la tensión de fallo.

La respuesta $\sigma^T - \varepsilon^T$ es dependiente del historial de carga:

- Con ciclos de carga repetidos el alargamiento se incrementa progresivamente en los primeros ciclos, disminuyendo la tensión.
- El ejercicio puede incrementar el módulo tangente en la región no lineal.
- En la locomoción, la relación $\sigma^T - \varepsilon^T$ tiende a ser independiente de la velocidad.
- Cuando el tendón se acorta a velocidades fisiológicas pierde del 6 al 11% de su energía.

A pesar de ello, los modelos adoptan una relación tensión deformación patrón definida por la siguiente característica:

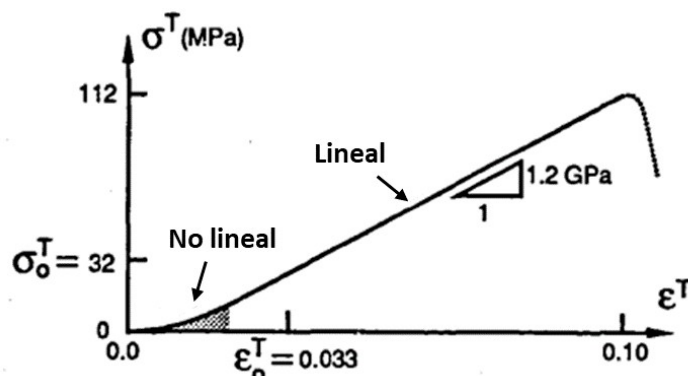


Figura 67 – Curva patrón $\sigma^T - \varepsilon^T$ nominal. (Zajac, 1989). Modificada..

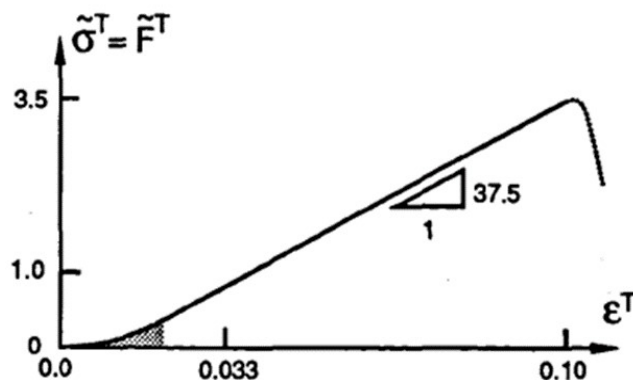


Figura 68 – Curva patrón $\sigma^T - \varepsilon^T$ adimensional. (Zajac, 1989). Modificada.

De las curvas anteriores se puede extraer la siguiente información:

- El fallo se produce para los valores aproximados: $\varepsilon^T \cong 0.10 = 10\%$ y $\sigma^T \cong 100\text{MPa}$.
- El módulo elástico ($E = \sigma^T / \varepsilon^T$) en la región lineal es: $0.6 \text{ GPa} < E < 1.7 \text{ GPa}$.
- La región lineal empieza para un rango de deformación entre 1.5 y 4% y un rango de tensión entre 5 y 30 MPa. Se toma el valor centralizado de: $\varepsilon^T = 2\%$ y $\sigma^T = 16\text{Mpa}$.
- En la característica normalizada se adopta la tensión normalizada:

$$\tilde{\sigma}^T = \frac{\sigma^T}{\sigma_0^T} = \frac{F^T / A^T}{F_0^M / A^T} = \frac{F^T}{F_0^M} = \tilde{F}^T \quad (33)$$

- El valor característico σ_0^T es el correspondiente a la fuerza muscular activa máxima F_0^M (la que se da para una contracción isométrica a la longitud óptima b de la fibra, L_0^M). Para esta tensión se considera que la deformación es:

$$\varepsilon_0^T = 0,033 = 3,3\% \quad \text{para} \quad \sigma_0^T = \frac{F_0^M}{A^T} \quad (34)$$

$F^T = F^M$ al estar el músculo y el tendón en serie

- Asumiendo la curva patrón, solo hay un parámetro específico para cada tendón: la longitud en reposo L_s^T .

6.3.- Modelo del actuador músculo- tendinoso (MT)

El modelo de Hill nos permite estimar la fuerza generada por el conjunto músculo-tendón. Tomando un músculo penado, es decir, un músculo cuyas fibras musculares se unen al tendón con un cierto ángulo respecto a la línea del movimiento (Figura 66) el modelo mecánico simplificado del conjunto se puede reducir en dos elementos:

- Músculo: conjunto formado por un elemento contráctil activo (CE) y un elemento elástico pasivo (PE) en paralelo (Figura 58).
- Tendón: modelizado con un elemento elástico (SE) en serie con el bloque del músculo. Este elemento representa la rigidez del tejido fibroso que compone el tendón.

El actuador MT individual puede modelizarse especificando 5 parámetros, uno propio del tendón y 4 propios del músculo:

- Longitud de reposo del tendón: L_s^T

- Máxima fuerza isométrica muscular: F_0^M
- Longitud óptima (reposo) de la fibra muscular: L_0^M
- Ángulo de penación óptimo de la fibra muscular, α_0
- Parámetro de escala temporal deducido de la máxima velocidad de acortamiento del músculo:

$$\tau_c = \frac{L_0^M}{v_{max}} \quad (35)$$

El modelo queda representado en la siguiente figura:

$$L^{MT} = L^M \cos \alpha + L^T \quad (36)$$

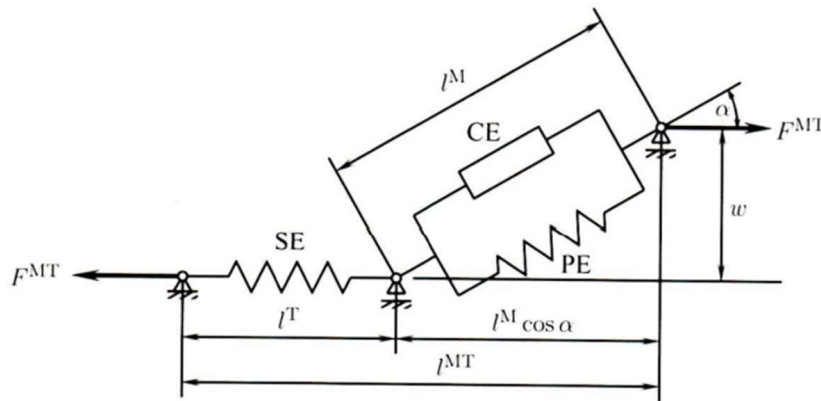


Figura 69 – Modelo de Hill para el conjunto músculo-tendón. (González Ruiz, 2017)

Tomando $\alpha = 0$ y asumiendo la curva patrón $\sigma^T - \varepsilon^T$ del tendón, hay un único parámetro adimensional específico de cada actuador MT: la relación entre las longitudes en reposo del tendón y el músculo.

$$\tilde{L}_s^T = \frac{L_s^T}{L_0^M} \quad (37)$$

En el artículo de Zajac se recoge la siguiente tabla con distintos valores \tilde{L}_s^T para humanos y gatos.

Tabla 1 – Relación entre la longitud de la holgura del tendón y la longitud de la fibra muscular en los músculos de las extremidades inferiores de humanos y gatos. (Zajac, 1989).

	Human ^a ($\tilde{L}_s^T \equiv L_s^T/L_0^M$) ^c	Cat ^b ($\tilde{L}_s^T \equiv L_s^T/L_0^M$) ^c
Plantarflexors		
Soleus	11	2
Gastrocnemius	9	5
Others	7	6
Dorsiflexors	3	2
Quadriceps		
Vasti	3	3
Rectus femoris	5	4
Hamstrings		
Semitendinosus	2	1
Semimembranosus/biceps (long)	7	2
Hip uniarticular muscles	0.2 ^d	1

6.3.1. Curvas Fuerza-Longitud del actuador MT

Por simplicidad, se continúa asumiendo $\alpha = 0$ por lo que el modelo del conjunto MT quedaría:

$$L^{MT} = L^M + L^T ; \quad F^T = F^M \quad (38)$$

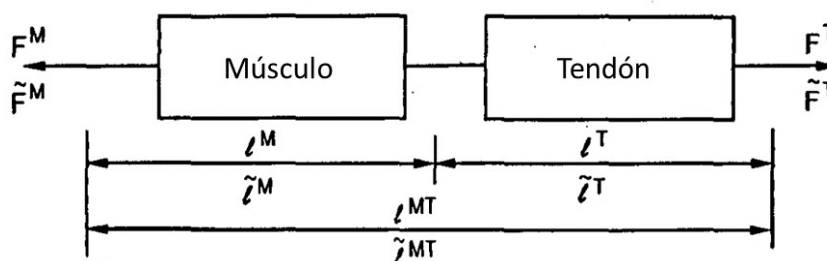


Figura 70 – Modelo de Hill para el conjunto músculo-tendón con ángulo de penación nulo ($\alpha = 0$). (Zajac, 1989) Modificada.

Para que el actuador MT transmita fuerza debe tener una longitud superior a la suma de la longitud de reposo del tendón y de la mitad de la longitud de reposo del músculo.

$$F^T = F^M > 0 \quad \text{si} \quad L^{MT} > L_s^T + 0.5 L_0^M \quad (39)$$

Por tanto, un actuador MT funciona con una fuerte dependencia de la relación entre las longitudes del músculo y del tendón. Si la longitud del tendón en reposo L_s^T es grande con respecto a la de la fibra muscular L_0^M , el actuador es flexible y en el caso opuesto es rígido.

- Se considera el actuador flexible para:

$$\tilde{L}_s^T = \frac{L_s^T}{L_0^M} \sim 10 \quad (40)$$

- Se considera el actuador rígido para:

$$\tilde{L}_s^T = \frac{L_s^T}{L_0^M} \sim 1 \quad (41)$$

En la figura siguiente se comparan las características isométricas fuerza-longitud adimensionales del actuador para una activación máxima $a(t) = 1$.

$$\tilde{F}^T = \tilde{F}^M ; \Delta \tilde{L}^{MT} = \frac{L^M}{L_0^M} + \frac{L^T}{L_s^T} \quad (42)$$

Para los siguientes casos:

- $\tilde{L}_s^T = 0$: Actuador completamente rígido ($L_s^T = 0$, lo que equivale a un actuador exclusivamente integrado por el músculo).
- $\tilde{L}_s^T = 3$: Actuador rígido.
- $\tilde{L}_s^T = 15$: Actuador flexible.

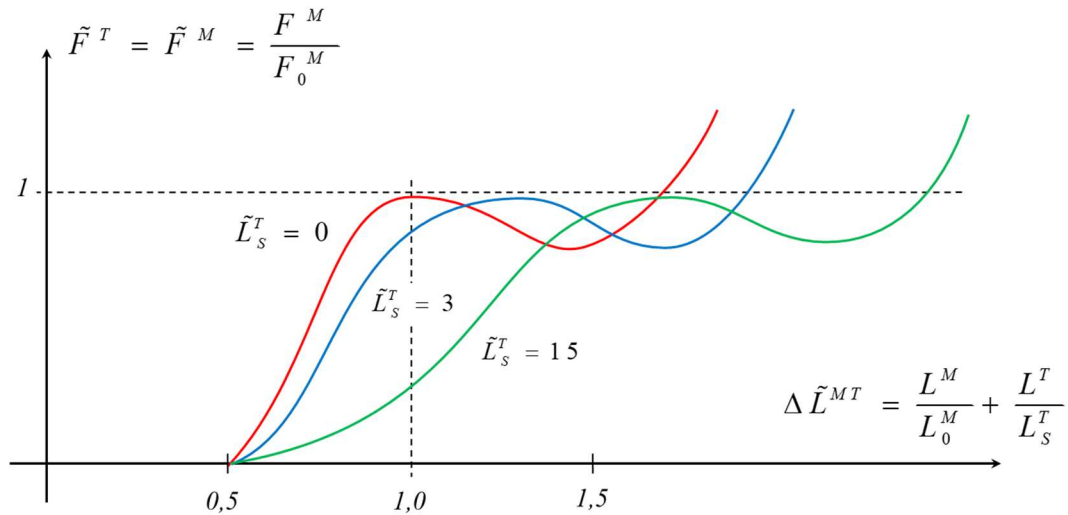


Figura 71 – Curvas fuerza alargamiento para un actuador: completamente rígido (rojo), rígido (azul) y flexible (verde). Fuente: Elaboración propia.

6.3.2. Ecuación general del actuador MT

Asumiendo $\alpha = 0$, para obtener la ecuación del actuador hay que relacionar los parámetros característicos: L_s^T , F_0^M , L_0^M y $\tau_c = L_0^M / v_{max}$.

La velocidad del actuador es la suma de las velocidades del músculo y del tendón:

$$v^{MT} = v^M + v^T \quad (43)$$

La rigidez del tendón es:

$$k^T = \frac{dF^T}{dL^T} \quad (44)$$

Luego:

$$dF^T = k^T dL^T \quad (45)$$

Tomando la derivada temporal y despejando v^T en la expresión (43):

$$\frac{dF^T}{d\tau} = k^T \frac{dL^T}{d\tau} = k^T v^T = k^T (v^{MT} - v^M) \quad (46)$$

Esta expresión se normaliza poniéndola en términos de variables adimensionales

$$\frac{d\tilde{F}^T}{d\tau} = \tilde{k}^T (\tilde{v}^{MT} - \tilde{v}^M) \quad (47)$$

Siendo las variables adimensionales:

$$\tilde{k}^T = k^T \frac{L_0^M}{F_0^M}, \quad \tilde{F}^T = \frac{F^T}{F_0^M}, \quad \tilde{v}^{MT} = \frac{v^{MT}}{v_m} = v^{MT} \frac{\tau_c}{L_0^M} \quad (48)$$

Y queda que la velocidad del músculo es una función de la longitud del actuador, de la fuerza y de la activación:

$$\tilde{v}^M = \tilde{v}^M (\tilde{L}^{MT}, \tilde{F}^T, a) \quad (49)$$

Por tanto, la ecuación del actuador dependerá de las expresiones matemáticas de la función de activación $a(t)$ y de las curvas $F^M - L^M$ y $F^M - v^M$.

$$\begin{aligned} \frac{d\tilde{F}^{MT}}{d\tau} &= \frac{d\tilde{F}^T}{d\tau} = \frac{d\tilde{F}^M}{d\tau} = \\ &= \tilde{k}^T (\tilde{v}^{MT} - \tilde{v}^M) = \tilde{k}^T \left[\tilde{v}^{MT} - f(\tilde{L}^{MT}, \tilde{F}^T, a(\tau)) \right] \end{aligned} \quad (50)$$

En la ecuación diferencial resultante, la integración dará como resultado la fuerza muscular, que es igual a la del tendón, siendo los datos de entrada las funciones de activación, longitud del actuador y velocidad del actuador.

El actuador puede comportarse de tres formas extremas distintas:

- Como resorte si la salida de \tilde{F}^T solo depende de la longitud \tilde{L}^{MT} .
- Como un amortiguador si la salida \tilde{F}^T solo depende de la velocidad \tilde{v}^{MT} .
- Como un generador de fuerza controlado directamente por el sistema nervioso central si la salida \tilde{F}^T solo depende de la activación $a(\tau)$ y es independiente de \tilde{L}^{MT} y de \tilde{v}^{MT} .

La ecuación diferencial resultante puede representarse con el siguiente diagrama de bloques:

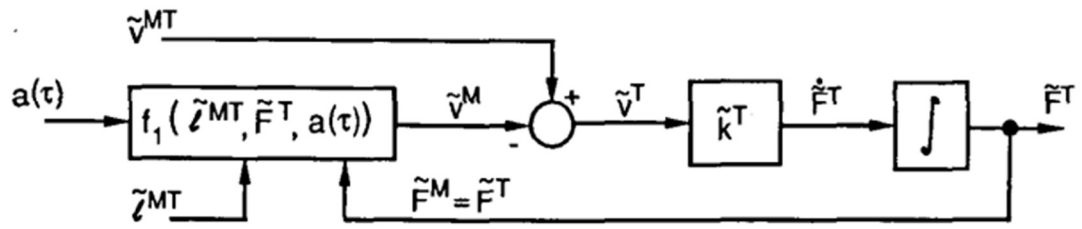


Figura 72 – Diagrama de bloques de la contracción dinámica del actuador músculo-tendón. (Zajac, 1989)

6.3.3. Modelo lineal del actuador MT

6.3.3.1. Linealización de las características mecánicas

En esta aproximación del modelo, se asume linealidad tanto en el músculo como en el tendón.

1. Tendón: adopta la siguiente característica normalizada. $\tilde{F}^T - \tilde{\Delta L}^T$.

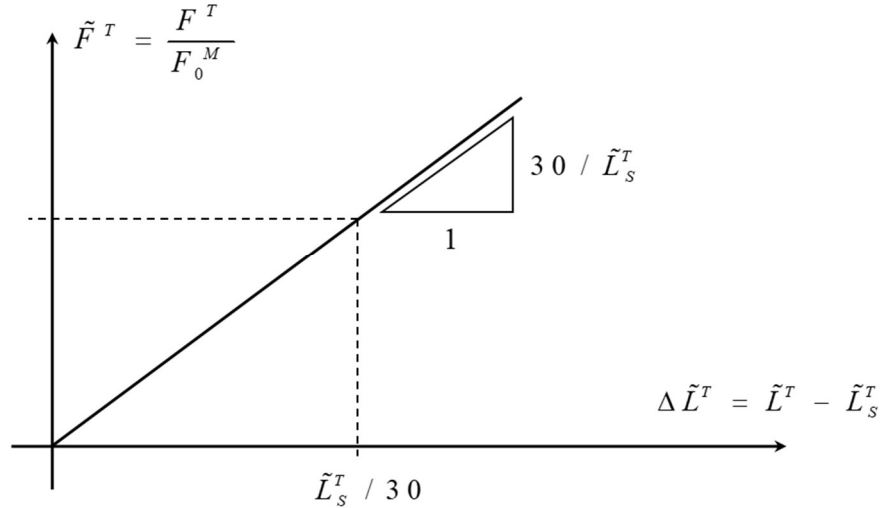


Figura 73 – Modelo lineal del tendón. $\tilde{F}^T - \tilde{\Delta L}^T$. Fuente: Elaboración propia.

Se asume que el tendón se alarga $\tilde{\Delta L}^T = \tilde{L}_s^T / 30$ cuando la fuerza del tendón es igual que la fuerza muscular activa máxima $F^T = F_0^M$.

$$\begin{aligned} \varepsilon_0^T &= \varepsilon^T (F^T = F_0^M) = \frac{1}{30} = 0,033 = \frac{L^T (F^T = F_0^M) - L_s^T}{L_s^T} = \\ &= \frac{\frac{L^T (F^T = F_0^M)}{L_0^M} - \frac{L_s^T}{L_0^M}}{\frac{L_s^T}{L_0^M}} = \frac{\tilde{L}^T (F^T = F_0^M) - \tilde{L}_s^T}{\tilde{L}_s^T} = \frac{\Delta \tilde{L}^T (F^T = F_0^M)}{\tilde{L}_s^T} \end{aligned} \quad (51)$$

Luego:

$$\Delta \tilde{L}^T (F^T = F_0^M) = 0,033 \tilde{L}_s^T = \frac{\tilde{L}_s^T}{30} \quad (52)$$

Con lo anterior se obtiene que la rigidez es constante para cada tendón y que su valor es igual a la pendiente de la recta linealizada.

$$\tilde{k}^T = \frac{\tilde{F}^T}{\Delta \tilde{L}^T} = \frac{1}{\tilde{L}_S^T / 30} = \frac{30}{\tilde{L}_S^T} \quad (53)$$

2. **Músculo:** adopta las siguientes características $F^M - L^M$ y $F^M - v^M$.

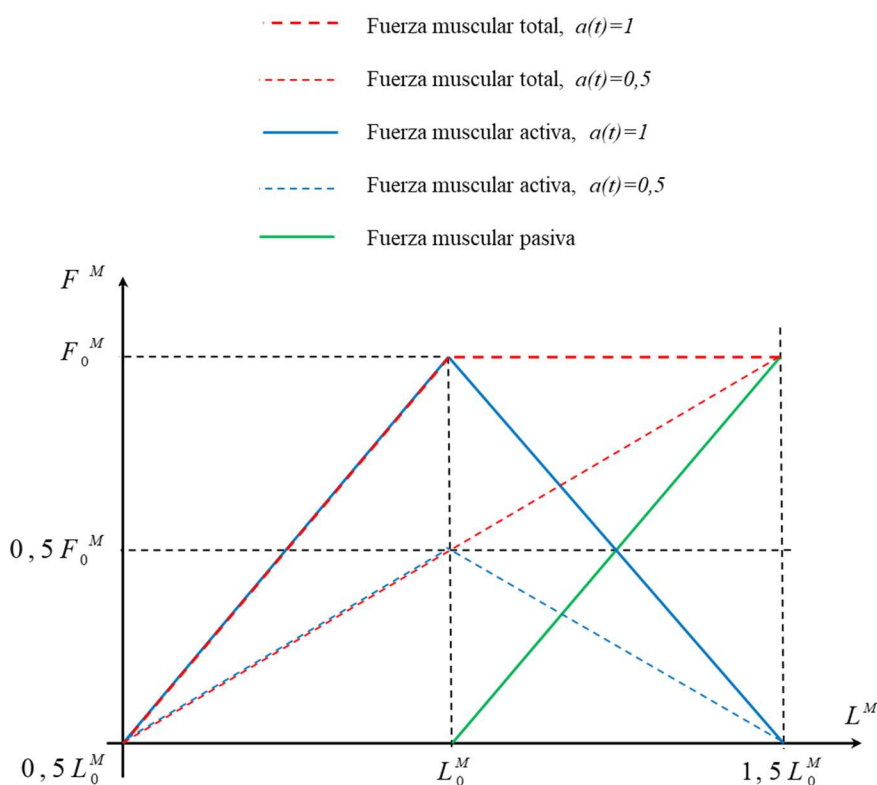


Figura 74 – Característica fuerza-longitud del músculo linealizada. Fuente: Elaboración propia.

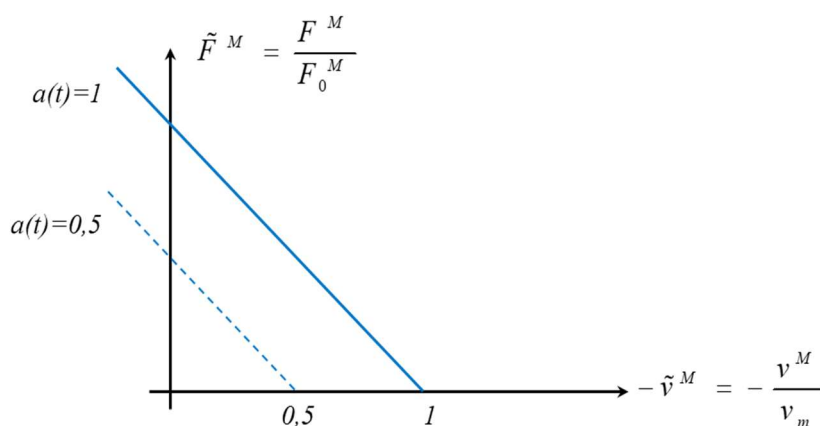


Figura 75 – Características fuerza-velocidad del músculo linealizada. Fuente: Elaboración propia.

- Las características se han supuesto escalables con la activación $a(t)$ (se ha comprobado empíricamente que esto es realista en músculos con mezcla de fibras lentas y rápidas).
- La pendiente de la fuerza muscular pasiva con la longitud (en verde) se ha formado igual y opuesto a la de la fuerza muscular activa con actuación máxima ($a(t) = 1$) para que la fuerza total (en rojo) sea constante, $F^M = F_0^M$ entre las longitudes L_0 y $1.5L_0$.

6.3.3.2. Ley de comportamiento del modelo lineal MT independiente de la longitud muscular

Siguiendo el modelo linealizado presentado anteriormente, para valores de longitud entre L_0 y $1.5L_0$ la fuerza muscular adquiere un valor constante $F^M = F_0^M$.

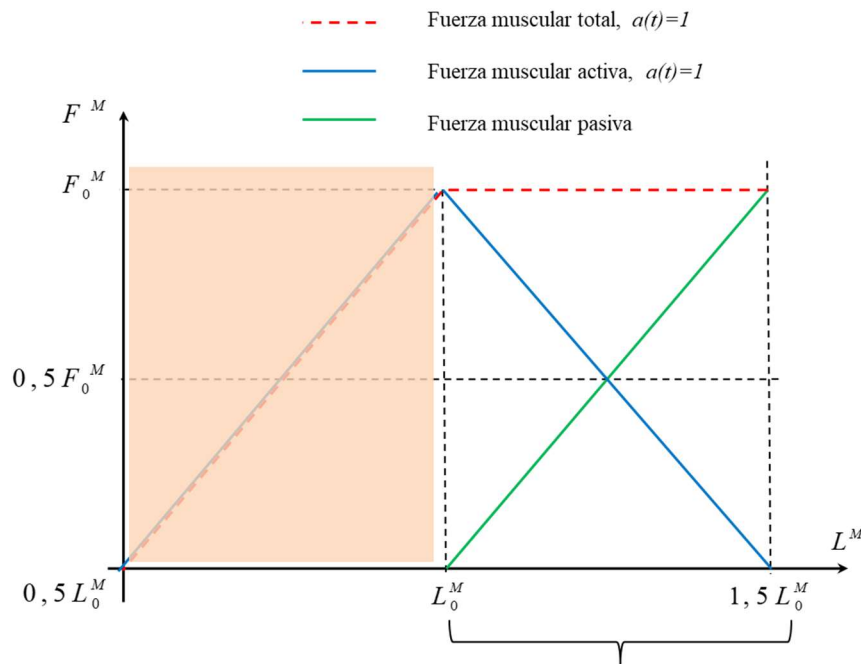


Figura 76 – Característica fuerza-longitud del músculo linealizada para valores de longitud entre L_0 y $1.5L_0$. Fuente: Elaboración propia.

Para este rango de valores de longitud muscular se puede asumir la siguiente ley de comportamiento para la característica fuerza – velocidad del músculo:

$$-\tilde{v}^M = a - \tilde{F}^M \quad (54)$$

Esta ley se ajusta al modelo lineal de la curva fuerza - velocidad presentada en la Figura 76 siendo $a = a(t)$ una constante (dependerá del grado de activación).

Entrando en la ecuación general del actuador MT (50) y sustituyendo con (54) se tiene:

$$\frac{d\tilde{F}^T}{d\tau} = \tilde{k}^T [\tilde{v}^{MT} - \tilde{v}^M] = \tilde{k}^T [\tilde{v}^{MT} + a - \tilde{F}^M] = \tilde{k}^T [\tilde{v}^{MT} + a - \tilde{F}^T] \quad (55)$$

Ordenando:

$$\frac{d\tilde{F}^T}{d\tau} + \tilde{k}^T \tilde{F}^T = \tilde{k}^T [\tilde{v}^{MT} + a] \quad (56)$$

Finalmente se obtiene una ecuación diferencial de primer orden que presenta el comportamiento lineal del actuador músculo tendón.

Se procede a resolver la ecuación (56) y a particularizar para el caso de ejercicios isométricos y ejercicios cíclicos; de esta forma se podrán sacar resultados y conclusiones del modelo más concretos.

La ecuación diferencial se resuelve multiplicando ambos términos por un factor integrante.

Factor integrante:

$$\exp\left[\int \tilde{k}^T d\tau\right] = \exp\left[\tilde{k}^T \tau\right] = e^{\tilde{k}^T \tau} \quad (57)$$

Multiplicando:

$$e^{\tilde{k}^T \tau} \frac{d\tilde{F}^T}{d\tau} + e^{\tilde{k}^T \tau} \tilde{k}^T \tilde{F}^T = \frac{d}{d\tau} \left[\tilde{F}^T e^{\tilde{k}^T \tau} \right] = e^{\tilde{k}^T \tau} \tilde{k}^T [\tilde{v}^{MT} + a] \quad (58)$$

Finalmente integrando:

$$\int \frac{d}{d\tau} \left[\tilde{F}^T e^{\tilde{k}^T \tau} \right] d\tau = \tilde{F}^T e^{\tilde{k}^T \tau} = \int e^{\tilde{k}^T \tau} \tilde{k}^T [\tilde{v}^{MT} + a] d\tau = \tilde{k}^T \int e^{\tilde{k}^T \tau} [\tilde{v}^{MT} + a] d\tau \quad (59)$$

$$\tilde{F}^T e^{\tilde{k}^T \tau} = \tilde{k}^T \int e^{\tilde{k}^T \tau} [\tilde{v}^{MT} + a] d\tau \quad (60)$$

Y las ecuaciones resultantes del actuador MT son:

$$\tilde{F}^{MT} = \tilde{F}^M = \tilde{F}^T = \tilde{v}^M + a \quad (61)$$

$$\tilde{F}^{MT} = \tilde{F}^M = \tilde{F}^T = \frac{\tilde{k}^T}{e^{\tilde{k}^T \tau}} \int e^{\tilde{k}^T \tau} [\tilde{v}^{MT} + a] d\tau \quad (62)$$

Particularización 1: Ejercicios isométricos con activación muscular constante.

En este caso, por ser ejercicios isométricos se tendrá una velocidad nula. Además se asume como se ha mencionado anteriormente una activación constante.

$$\tilde{v}^{MT} = 0 \quad ; \quad a(\tau) = a = cte.$$

Sustituyendo en la ecuación diferencial del modelo lineal del MT (62)(60):

$$\tilde{F}^T e^{\tilde{k}^T \tau} = \tilde{k}^T \int e^{\tilde{k}^T \tau} [\tilde{v}^{MT} + a(\tau)] d\tau = \tilde{k}^T \int e^{\tilde{k}^T \tau} [0 + a] d\tau = \tilde{k}^T a \left[\frac{e^{\tilde{k}^T \tau}}{\tilde{k}^T} + C \right] \quad (63)$$

Condiciones iniciales $\tau = 0$:

$$\tilde{F}^T(0) e^{\tilde{k}^T 0} = \tilde{F}^T(0) = \tilde{k}^T a \left[\frac{e^{\tilde{k}^T 0}}{\tilde{k}^T} + C \right] = \tilde{k}^T a \left[\frac{1}{\tilde{k}^T} + C \right] \quad (64)$$

$$C = \frac{\tilde{F}^T(0)}{\tilde{k}^T a} - \frac{1}{\tilde{k}^T}$$

Queda finalmente:

$$\tilde{F}^T e^{\tilde{k}^T \tau} = \tilde{k}^T a \left[\frac{e^{\tilde{k}^T \tau}}{\tilde{k}^T} + \frac{\tilde{F}^T(0)}{\tilde{k}^T a} - \frac{1}{\tilde{k}^T} \right] = a e^{\tilde{k}^T \tau} + \tilde{F}^T(0) - a \quad (65)$$

$$\tilde{F}^T = a + \frac{\tilde{F}^T(0) - a}{e^{\tilde{k}^T \tau}} \quad (66)$$

Por tanto, desde la situación inicial la fuerza normalizada sigue una evolución asintótica según una ley exponencial hacia un valor constante igual a la activación normalizada:

$$\tilde{F}^T(\tau = \infty) = a$$

Particularización 2: Ejercicios cíclicos

Consideramos ahora el conjunto de ejercicios cíclicos de fuerza y/o de movimiento que se dan en la marcha, las actividades deportivas y en todos los movimientos de cierta regularidad.

Supongamos el caso más simple en el que la ley de comportamiento toma la expresión:

$$\tilde{F}^M = \tilde{v}^M + a = A \sin \omega \tau + B \quad (67)$$

La fuerza muscular no puede ser negativa y las funciones de velocidad y activación muscular están normalizadas entre 0 y 1, las constantes deben ser:

$$-1 \leq A \leq 1 \quad , \quad 0 \leq B \leq 1$$

Sustituyendo en la ecuación diferencial del modelo lineal del MT (62)(60):

$$\begin{aligned}\tilde{F}^{MT} = \tilde{F}^M = \tilde{F}^T &= \frac{\tilde{k}^T}{e^{\tilde{k}^T \tau}} \int e^{\tilde{k}^T \tau} [\tilde{v}^{MT} + a] d\tau = \frac{\tilde{k}^T}{e^{\tilde{k}^T \tau}} \int e^{\tilde{k}^T \tau} [A \text{sen } \omega \tau + B] d\tau = \\ &= \frac{A\tilde{k}^T}{e^{\tilde{k}^T \tau}} \int e^{\tilde{k}^T \tau} \text{sen } \omega \tau d\tau + \frac{\tilde{k}^T}{e^{\tilde{k}^T \tau}} \int e^{\tilde{k}^T \tau} B d\tau = \frac{A\tilde{k}^T}{e^{\tilde{k}^T \tau}} \int e^{\tilde{k}^T \tau} \text{sen } \omega \tau d\tau + B\end{aligned}\quad (68)$$

La integral del segundo miembro se resuelve por partes:

$$\int u dv = uv - \int v du \quad \left\{ \begin{array}{l} u = \text{sen } \omega \tau \rightarrow du = \omega \cos \omega \tau \\ dv = e^{\tilde{k}^T \tau} d\tau \rightarrow v = \int e^{\tilde{k}^T \tau} d\tau = \frac{e^{\tilde{k}^T \tau}}{\tilde{k}^T} \end{array} \right. \quad (69)$$

Sustituyendo se tiene:

$$\int e^{\tilde{k}^T \tau} \text{sen } \omega \tau d\tau = \text{sen } \omega \tau \frac{e^{\tilde{k}^T \tau}}{\tilde{k}^T} - \int \frac{e^{\tilde{k}^T \tau}}{\tilde{k}^T} \omega \cos \omega \tau d\tau = \text{sen } \omega \tau \frac{e^{\tilde{k}^T \tau}}{\tilde{k}^T} - \frac{\omega}{\tilde{k}^T} \int e^{\tilde{k}^T \tau} \cos \omega \tau d\tau \quad (70)$$

Integrando nuevamente por partes:

$$\int u dv = uv - \int v du \quad \left\{ \begin{array}{l} u = \cos \omega \tau \rightarrow du = -\omega \text{sen } \omega \tau \\ dv = e^{\tilde{k}^T \tau} d\tau \rightarrow v = \int e^{\tilde{k}^T \tau} d\tau = \frac{e^{\tilde{k}^T \tau}}{\tilde{k}^T} \end{array} \right. \quad (71)$$

$$\int e^{\tilde{k}^T \tau} \cos \omega \tau d\tau = \cos \omega \tau \frac{e^{\tilde{k}^T \tau}}{\tilde{k}^T} + \int \frac{e^{\tilde{k}^T \tau}}{\tilde{k}^T} \omega \text{sen } \omega \tau d\tau = \cos \omega \tau \frac{e^{\tilde{k}^T \tau}}{\tilde{k}^T} + \frac{\omega}{\tilde{k}^T} \int e^{\tilde{k}^T \tau} \text{sen } \omega \tau d\tau \quad (72)$$

Sustituyendo en (70):

$$\begin{aligned}\int e^{\tilde{k}^T \tau} \text{sen } \omega \tau d\tau &= \text{sen } \omega \tau \frac{e^{\tilde{k}^T \tau}}{\tilde{k}^T} - \frac{\omega}{\tilde{k}^T} \left[\cos \omega \tau \frac{e^{\tilde{k}^T \tau}}{\tilde{k}^T} + \frac{\omega}{\tilde{k}^T} \int e^{\tilde{k}^T \tau} \text{sen } \omega \tau d\tau \right] = \\ &= \text{sen } \omega \tau \frac{e^{\tilde{k}^T \tau}}{\tilde{k}^T} - \frac{\omega e^{\tilde{k}^T \tau}}{\tilde{k}^{T2}} \cos \omega \tau - \frac{\omega^2}{\tilde{k}^{T2}} \int e^{\tilde{k}^T \tau} \text{sen } \omega \tau d\tau\end{aligned}\quad (73)$$

Ordenando se obtiene:

$$\int e^{\tilde{k}^T \tau} \text{sen } \omega \tau d\tau = \frac{e^{\tilde{k}^T \tau}}{\tilde{k}^{T2} + \omega^2} \left[\tilde{k}^T \text{sen } \omega \tau \frac{e^{\tilde{k}^T \tau}}{\tilde{k}^T} - \omega \cos \omega \tau \right] \quad (74)$$

Y sustituyendo en (68):

$$\begin{aligned} \tilde{F}^{MT} = \tilde{F}^M = \tilde{F}^T &= \frac{A \tilde{k}^T}{e^{\tilde{k}^T \tau}} \int e^{\tilde{k}^T \tau} \text{sen } \omega \tau d\tau + B = \\ &= \frac{A \tilde{k}^T}{e^{\tilde{k}^T \tau}} \frac{e^{\tilde{k}^T \tau}}{\tilde{k}^{T2} + \omega^2} \left[\tilde{k}^T \text{sen } \omega \tau - \omega \cos \omega \tau \right] + B = \\ &= A \frac{\tilde{k}^T}{\tilde{k}^{T2} + \omega^2} \left[\tilde{k}^T \text{sen } \omega \tau - \omega \cos \omega \tau \right] + B \quad (75) \end{aligned}$$

Queda una expresión de la fuerza del actuador en función de la rigidez normalizada del tendón y de la frecuencia del movimiento. Como se ha visto, en el modelo lineal del tendón la rigidez es constante en cada músculo y depende de la relación entre las longitudes tendinosa y muscular en reposo según (53):

$$\tilde{k}^T = \frac{30}{\tilde{L}_S^T} = \frac{30}{L_S^T / L_0^M}$$

Vamos a comparar la evolución de la fuerza muscular con la frecuencia para los casos:

- Actuador de tendón largo (flexores plantares):

$$\tilde{L}_S^T = 10 \rightarrow \tilde{k}^T = 3$$

- Actuador de tendón corto (músculos uniarticulares de cadera):

$$\tilde{L}_S^T = 1 \rightarrow \tilde{k}^T = 30$$

En las gráficas siguientes se presenta la evolución temporal del término variable de la ecuación (75):

$$\frac{\tilde{k}^T}{\tilde{k}^{T2} + \omega^2} \left[\tilde{k}^T \text{sen } \omega \tau - \omega \cos \omega \tau \right] \quad (76)$$

Las gráficas se corresponden con movimientos periódicos de frecuencias 1, 3 y 10 Hz (frecuencia máxima aproximada de los movimientos periódicos musculares).

El modelo predice que en los movimientos periódicos el músculo de tendón corto desarrolla una fuerza máxima superior al músculo de tendón largo. A mayor frecuencia mayor eficacia del músculo de tendón corto. El resultado es conforme a la realidad.

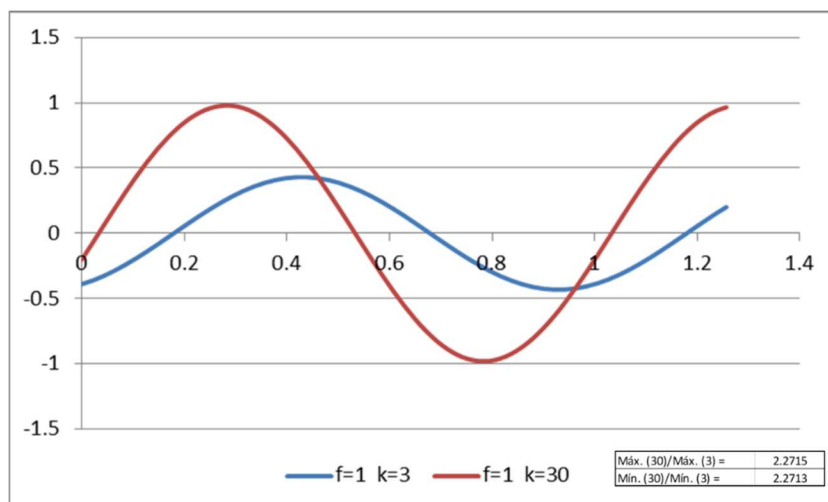


Figura 77 – Evolución temporal del término variable de la fuerza del actuador MT (75). Modelo lineal, ejercicios cíclicos: $f=1\text{Hz}$. Fuente: Elaboración propia.

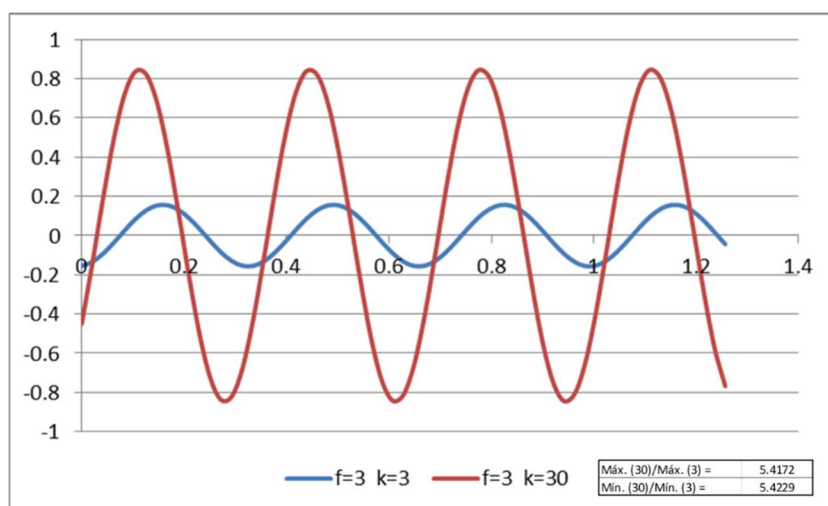


Figura 78 – Evolución temporal del término variable de la fuerza del actuador MT (75). Modelo lineal, ejercicios cíclicos: $f=3\text{Hz}$. Fuente: Elaboración propia.

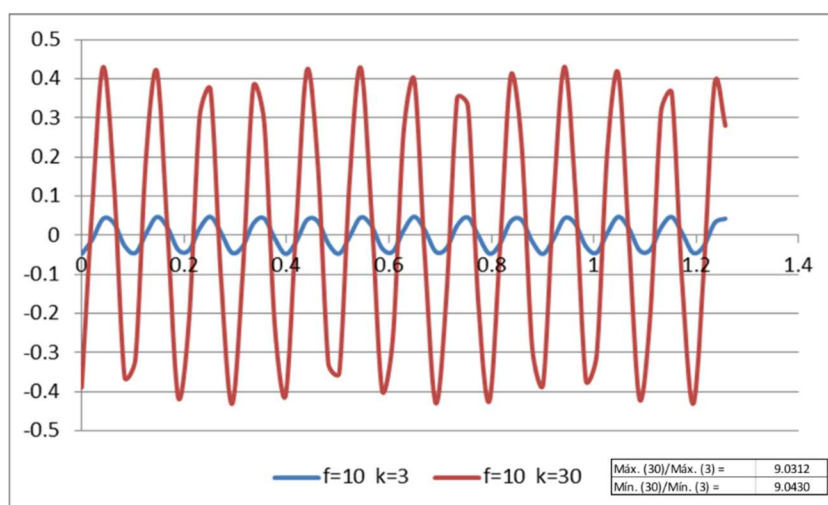


Figura 79 – Evolución temporal del término variable de la fuerza del actuador MT (75). Modelo lineal, ejercicios cíclicos $f=10\text{Hz}$. Fuente: Elaboración propia.

6.3.3.3. Ley de comportamiento del modelo lineal MT cuando el músculo actúa en la zona ascendente de la característica fuerza – longitud

Siguiendo el modelo linealizado para valores de longitud entre $0.5L_0$ y L_0 se tiene una relación fuerza – longitud lineal de carácter ascendente.

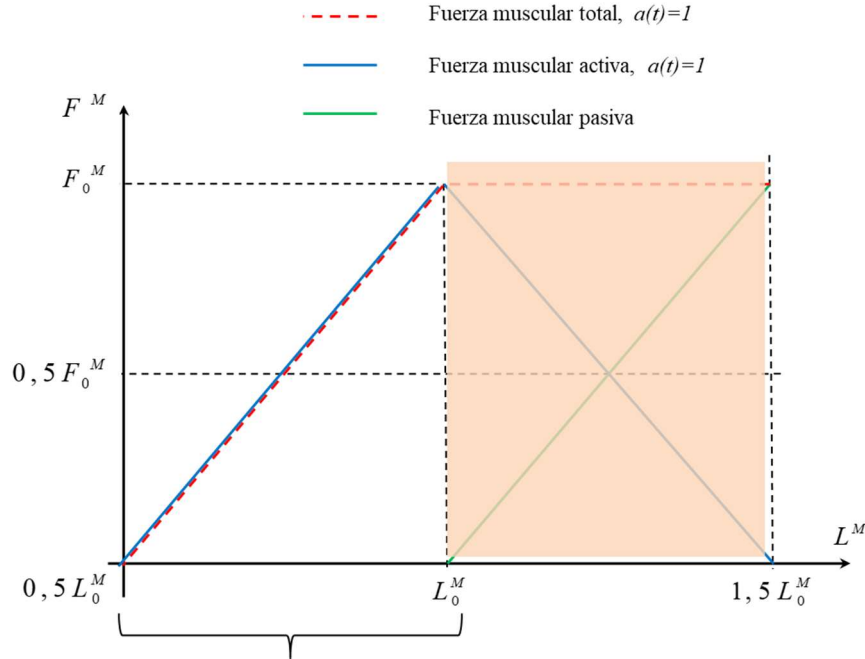


Figura 80 – Característica fuerza-longitud del músculo linealizada para valores de longitud entre $0.5L_0$ y L_0 . Fuente: Elaboración propia.

Para esta zona Zajac plantea la siguiente relación

$$-\tilde{v}^M = (2\tilde{L}^M - 1)a(\tau) - \tilde{F}^M \quad (77)$$

Al entrar en la ecuación del actuador lineal MT (50) se obtiene la siguiente expresión:

$$\frac{d\tilde{F}^T}{d\tau} + [\tilde{k}^T + 2a(\tau)]\tilde{F}^T = \tilde{k}^T [\tilde{v}^{MT} + 2a(\tau)\tilde{L}^{MT} - (2\tilde{L}_S^T + 1)a(\tau)] \quad (78)$$

El resultado es una ecuación diferencial de primer orden con una función de entrada adicional (la longitud del actuador) y con un coeficiente variable de la fuerza del tendón (la función de activación). Su integración solo será posible para casos muy simples (ejercicios isométricos con activación muscular constante). El análisis correspondiente será análogo al desarrollado para la ley de comportamiento anterior, por lo que pasamos directamente a los modelos teórico-numéricos actuales.

6.3.4. Modelo no lineal del actuador MT

El modelo lineal supone una simplificación radical de la realidad pero, como se ha visto, permite alcanzar soluciones analíticas en casos particulares.

Con el desarrollo de los métodos numéricos existen actualmente potentes recursos matemáticos para obtener soluciones aproximadas de problemas gobernados por ecuaciones diferenciales complejas.

En consecuencia, el modelo de Hill se ha adaptado asumiendo modelizaciones más realistas de las características mecánicas.

$$F^{MT} = F^M = F^T \quad (79)$$

$$F^M = F_{CE}^M + F_{PE}^M \quad (80)$$

$$L^{MT} = L^M + L^T \quad (81)$$

$$v^{MT} = v^M + v^T \quad (82)$$

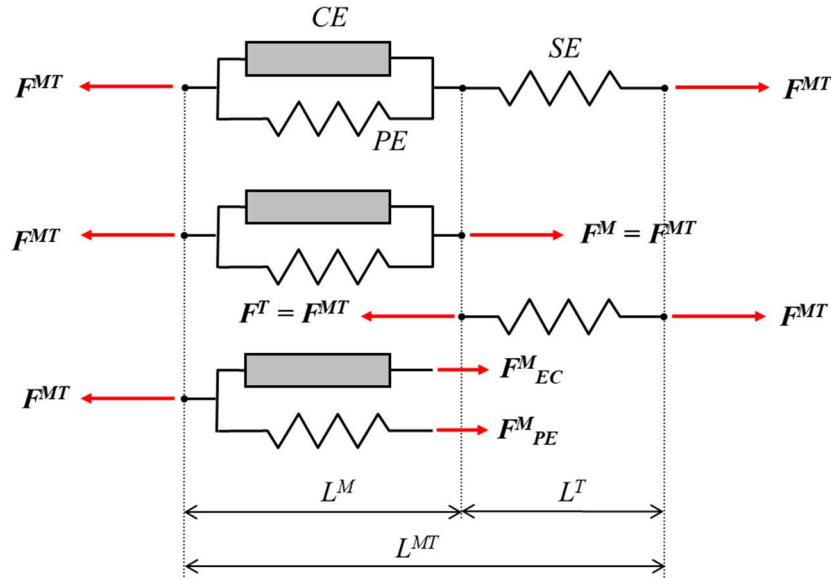


Figura 81– Modelo de Hill del conjunto músculo-tendinoso.
Fuente: Elaboración propia..

La fuerza desarrollada por el elemento contráctil se toma como el producto de la fuerza isométrica máxima por las funciones normalizadas de activación, de fuerza-longitud y de fuerza-velocidad:

$$F_{CE}^M = F_0^M \cdot a \cdot f_L(\tilde{L}^M) \cdot f_v(\tilde{v}^M) \quad (83)$$

La fuerza desarrollada por el elemento pasivo en paralelo se toma como el producto de la fuerza isométrica máxima por la función normalizada de fuerza-longitud:

$$F_{PE}^M = F_0^M \cdot f_{PE}(\tilde{L}^M) \quad (84)$$

La fuerza desarrollada por el tendón en serie se toma como el producto de la fuerza isométrica máxima por la función de fuerza-deformación:

$$F^T = F_0^T \cdot f_T(\varepsilon^T) = F_0^M \cdot f_T\left(\frac{L^T - L_S^T}{L_S^T}\right) = F^{MT} \quad (85)$$

6.3.4.1. Característica fuerza-longitud del músculo

La relación fuerza-longitud del elemento contráctil se ajusta con la función:

$$f_L(\tilde{L}^M) = \exp\left[-\left(\frac{\tilde{L}^M - 1}{\gamma}\right)^2\right] \quad (86)$$

Siendo γ un parámetro empírico

La relación fuerza-longitud del elemento pasivo en paralelo se ajusta con la función:

$$f_{PE}(\tilde{L}^M) = \frac{\exp\left(\frac{k_{PE}(\tilde{L}^M - 1)}{\varepsilon_0^M}\right) - 1}{\exp(k_{PE}) - 1} \quad (87)$$

Donde k_{PE} es un factor de forma exponencial, y ε_0^M es la elongación pasiva del músculo para $F^M = F_0^M$. La elongación pasiva es dependiente de la edad, para adultos jóvenes se toma $\varepsilon_0^M = 0,6$.

Seleccionando adecuadamente los parámetros γ y k_{PE} pueden ajustarse las características empíricas de fuerza-longitud. En la figura siguiente se presenta un ejemplo obtenido mediante hoja de cálculo

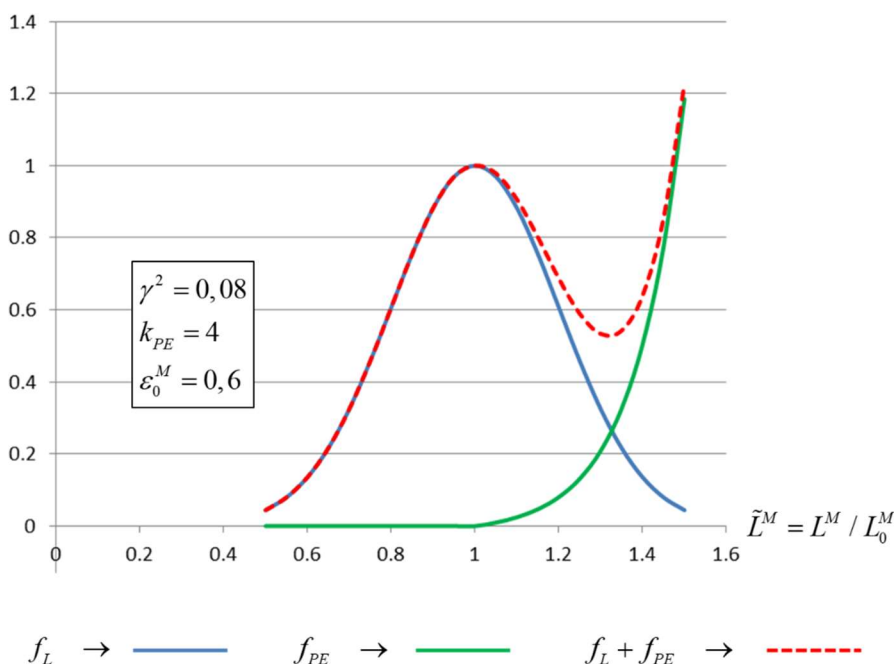


Figura 82 – Características empíricas de fuerza-longitud del músculo del modelo no lineal de Hill. Fuente: Elaboración propia.

6.3.4.2. Característica fuerza-velocidad del músculo

La relación fuerza-velocidad del músculo se aproxima teniendo en cuenta si el músculo se está alargando o acortando. Es por eso que la función velocidad queda aproximada como se muestra a continuación:

$$\left\{ \begin{array}{l} f_v(\tilde{v}^M) = 0 \quad \text{si} \quad \tilde{v}^M = \frac{v^M}{v_{m\acute{a}x}} \leq -1 \\ f_v(\tilde{v}^M) = \frac{1 + \tilde{v}^M}{1 - \tilde{v}^M / k_{CE1}} \quad \text{si} \quad -1 \leq \tilde{v}^M \leq 0 \\ f_v(\tilde{v}^M) = \frac{1 + \tilde{v}^M f_v^{m\acute{a}x} / k_{CE2}}{1 + \tilde{v}^M / k_{CE2}} \quad \text{si} \quad \tilde{v}^M \geq 0 \end{array} \right. \quad (88)$$

Siendo $f_v^{m\acute{a}x}$ la fuerza muscular normalizada máxima que se puede alcanzar cuando el músculo se está alargando, para adultos jóvenes vale 1,4.

Los factores de forma k_{CE1} y k_{CE2} indican respectivamente lo rápido que la fuerza converge hacia cero cuando el músculo se acorta y lo rápido que la fuerza converge hacia su máximo cuando el músculo se estira. De las expresiones anteriores se deduce la siguiente relación:

$$k_{CE2} = \frac{f_v^{m\acute{a}x} - 1}{2} \frac{k_{CE1}}{1 + k_{CE1}} \quad (89)$$

Finalmente se muestra un ejemplo de característica fuerza-velocidad ajustada, la gráfica se ha obtenido dando valores en una hoja de cálculo particularizando para $k_{CE1}=0,25$ $k_{CE2}=0,04$ y $f_v^{m\acute{a}x} = 1,4$.

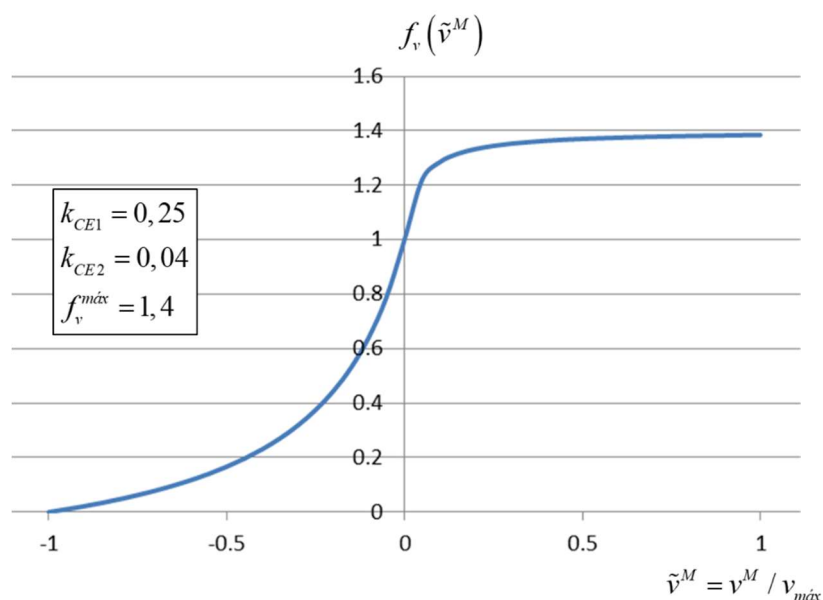


Figura 83 – Características empíricas de fuerza-velocidad del músculo del modelo no lineal de Hill. Fuente: Elaboración propia.

6.3.4.3. Característica fuerza-elongación del tendón

Por último, la relación fuerza-elongación normalizada del tendón se ajusta con una exponencial en la parte inicial seguida de una función lineal, quedando la expresión entonces:

$$\left\{ \begin{array}{l} f_T(\varepsilon^T) = 0,10377(\exp(91 \cdot \varepsilon^T) - 1) \quad \text{si} \quad 0 \leq \varepsilon^T < 0,01516 \\ f_T(\varepsilon^T) = 37,526 \cdot \varepsilon^T - 0,26029 \quad \text{si} \quad 0,01516 \leq \varepsilon^T < 0,1 \end{array} \right. \quad (90)$$

Por tanto, se incorpora la zona no lineal para deformaciones inferiores a 0,01516. La ley no es válida para deformaciones superiores a 0,1 porque empiezan a producirse daños irreversibles en el tendón.

$$\left\{ \begin{array}{l} k^T = \frac{F_0^M df_T}{L_S^T d\varepsilon^T} = 9,44307 \frac{F_0^M}{L_S^T} \exp(91 \varepsilon^T) \quad \text{si} \quad 0 \leq \varepsilon^T < 0,01516 \\ k^T = \frac{F_0^M df_T}{L_S^T d\varepsilon^T} = 37,526 \frac{F_0^M}{L_S^T} \quad \text{si} \quad 0,01516 \leq \varepsilon^T < 0,1 \end{array} \right. \quad (91)$$

Finalmente se muestra un ejemplo de la relación fuerza-elongación del tendón, la gráfica se ha obtenido dando valores en una hoja de cálculo.

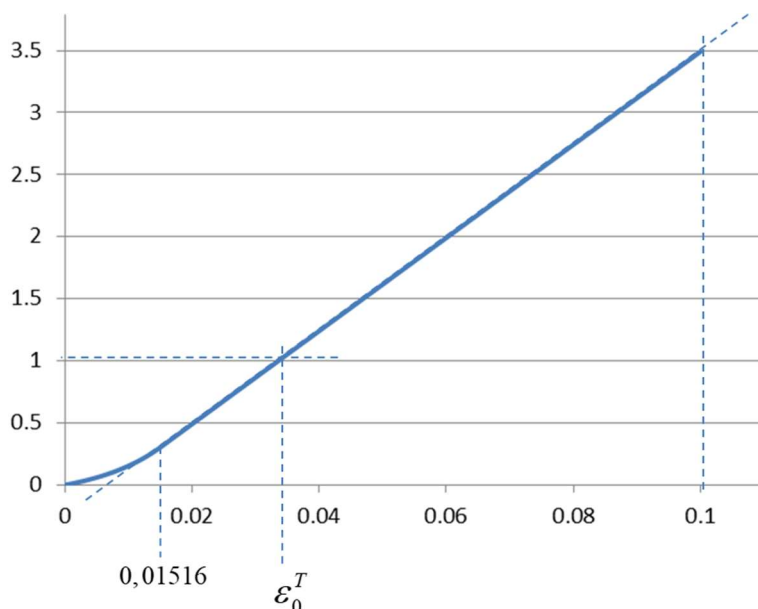


Figura 84 – Características empíricas de fuerza-elongación del tendón del modelo no lineal de Hill. Fuente: Elaboración propia.

6.3.4.4. Ecuación diferencial del actuador

De la expresión matemática del modelo fuerza-velocidad del músculo se despeja la velocidad del mismo en función de la fuerza y la longitud.

$$v^{MT} = v^M + v^T \rightarrow v^T = v^{MT} - v^M \quad (92)$$

Entrando en la ecuación diferencial del actuador (50) :

$$\frac{d\tilde{F}^T}{d\tau} = \tilde{k}^T [\tilde{v}^{MT} - \tilde{v}^M] = \tilde{k}^T [\tilde{v}^{MT} - f(\tilde{L}^{MT}, \tilde{F}^T, a)] \quad (93)$$

Conocidas las funciones de entrada: velocidad del actuador, longitud del actuador y activación del músculo; la integración de la ecuación permite obtener la evolución temporal de la fuerza del tendón, que es la misma que la del actuador.

La integración solo puede hacerse de forma aproximada con las modernas técnicas numéricas incorporadas a los programas de cálculo (MATLAB), este cálculo queda fuera del alcance de este proyecto.

7. APLICACIÓN: FLEXO EXTENSIÓN DEL CODO

7.1.- Estudio elemental

En la ilustración se muestra la flexo extensión del codo representando únicamente al músculo bíceps braquial:

- Contracción isométrica en posición neutra.
- Flexión inducida por la contracción concéntrica (acortamiento) del bíceps.
- Contracción excéntrica o extensión inducida por la progresiva relajación del bíceps frente a la carga exterior (el músculo sigue activo pero transmite una fuerza inferior a la de la carga exterior).

Puede haber participación en los movimientos por parte del resto de músculo en la articulación.

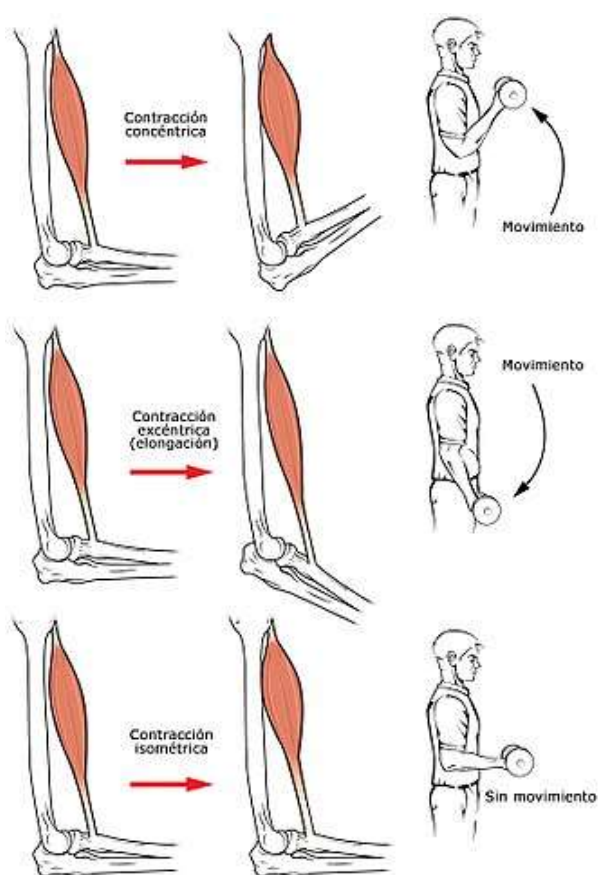


Figura 85 – Flexo extensión del codo. Fuente: Internet.

Los músculos flexores tienen como función flexionar articulaciones y los músculos extensores tienen como función estirarlas. El movimiento de flexión del codo es consecuencia de la contracción del bíceps braquial y la extensión es consecuencia de la contracción del tríceps braquial.

Músculos motores flexores:

- Músculos principales:
 - o Músculo bíceps braquial.
 - o Músculo braquial.

- Músculo braquiorradial.
- Músculos secundarios:
 - Músculo extensor radial largo del carpo.
 - Músculo ancóneo.
 - Músculo pronador redondo

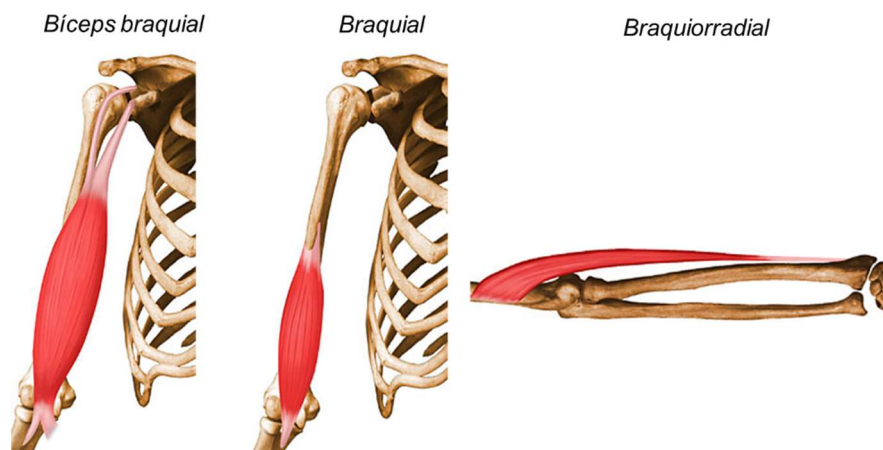


Figura 86 – Músculos flexores principales: Bíceps braquial, braquial y braquiorradial. Fuente: Internet.

Músculos motores extensores: Tríceps braquial

- Tríceps braquial medio.
- Tríceps braquial lateral.
- Tríceps braquial largo.

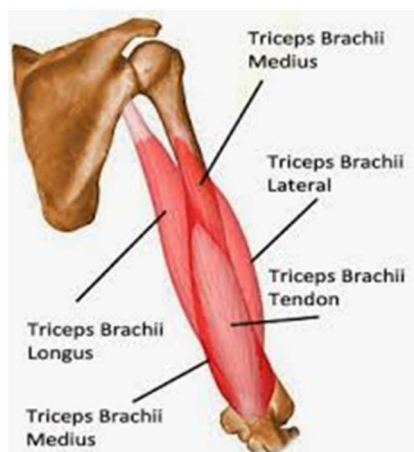


Figura 87 – Músculo extensor principal: Tríceps. Fuente: Internet.

7.1.1. Modelo simplificado del antebrazo en posición neutra

En la Figura 88 se representa un modelo de barras de la articulación del codo. Se ha simplificado el movimiento del antebrazo reduciendo el conjunto de músculos flexores y extensores a dos: bíceps braquial y tríceps braquial.

El modelo se basa en dos barras (antebrazo y brazo) unidas por una rótula (codo), una carga exterior y dos fuerzas equivalentes a los dos músculos implicados. Dicho esto, los parámetros del modelo simplificado serán:

- F_C → carga exterior (incluye el peso propio del antebrazo)
- F_B → fuerza resultante del bíceps braquial
- F_T → fuerza resultante del tríceps braquial
- R_V → componente vertical de la reacción del húmero sobre el cúbito
- R_H → componente horizontal de la reacción del húmero sobre el cúbito

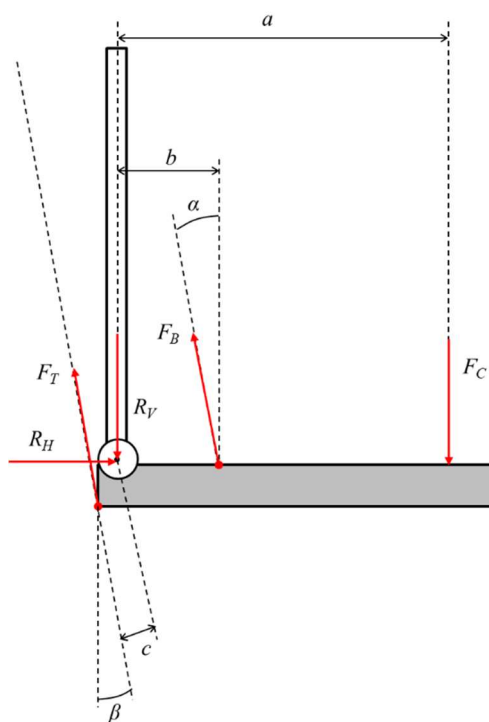


Figura 88 – Modelo simplificado del antebrazo en posición neutra.
Fuente: Elaboración propia.

Aplicando los fundamentos básicos de resistencia de materiales se tienen las siguientes ecuaciones del modelo:

1. Equilibrio de fuerzas verticales y horizontales

$$F_B \cos \alpha + F_T \cos \beta = F_C + R_V \quad (94)$$

$$F_B \sin \alpha + F_T \sin \beta = R_H \quad (95)$$

2. Equilibrio de momentos en el centro de la articulación:

$$F_B b \cos \alpha = F_T c + F_C a \quad (96)$$

7.1.2. Modelo de Hill-Zajac aplicado al bíceps braquial.

Teniendo en cuenta el sistema de barras anterior, se aplica el modelo del actuador músculo – tendón para el músculo bíceps braquial durante el proceso de flexo extensión del codo. (Figura 85) Figura 85 – Flexo extensión del codo..

Se considera un ángulo de penación nulo ($\alpha = 0$) en el modelo por considerarse la dirección de la fuerza generada y la dirección de las fibras del bíceps, la misma

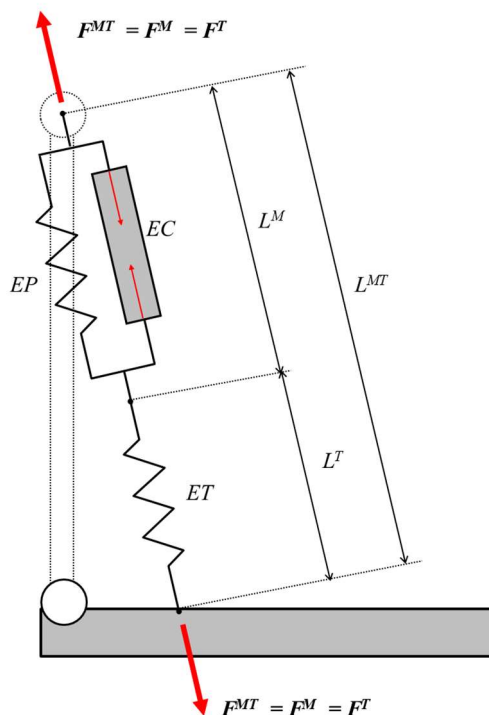


Figura 89 – Modelo Hill-Zajac del bíceps braquial.
Fuente: Elaboración propia.

Los parámetros que modelizan este músculo son:

- EC → Elemento contráctil (las líneas rojas indican las fuerzas internas generadas por la activación).
- EP → Elemento pasivo en paralelo.
- ET → Elemento tendinoso en serie.
- L^{MT} → Longitud del actuador músculo tendinoso.
- L^M → Longitud del músculo.
- L^T → Longitud del tendón.
- F^{MT} → Fuerza sobre el actuador músculo tendinoso.
- F^M → Fuerza sobre el músculo.
- F^T → Fuerza sobre el tendón.

7.1.2.1. Particularización 1: Ejercicio isométrico

La contracción isométrica se caracteriza por la ausencia de movimiento, por lo que la velocidad será nula. En todo momento la fuerza exterior ejercida debe estar en equilibrio

con la fuerza generada por el actuador; además, la longitud del conjunto MT se mantendrá constante.

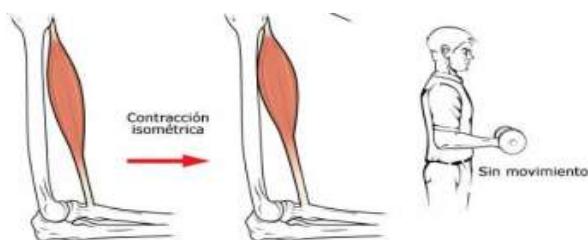


Figura 90 – Contracción isométrica del bíceps.
Fuente: Internet.

En el modelo físico, si se parte de una situación inicial en la que la carga sobre el antebrazo es baja (por ejemplo, el peso propio del antebrazo y el tríceps relajado), el bíceps tendrá una ligera contracción y mantendrá una longitud próxima a la del reposo. (Figura 91 - A),

Al añadir una carga, por ejemplo el peso de una mancuerna o la activación del tríceps; el bíceps se activa y se contrae. Simultáneamente, el tendón se alarga en igual medida para que la longitud total del actuador MT se mantenga constante. (Figura 91 - B).

Después del transitorio según la ley exponencial, la fuerza del actuador se mantiene constante.

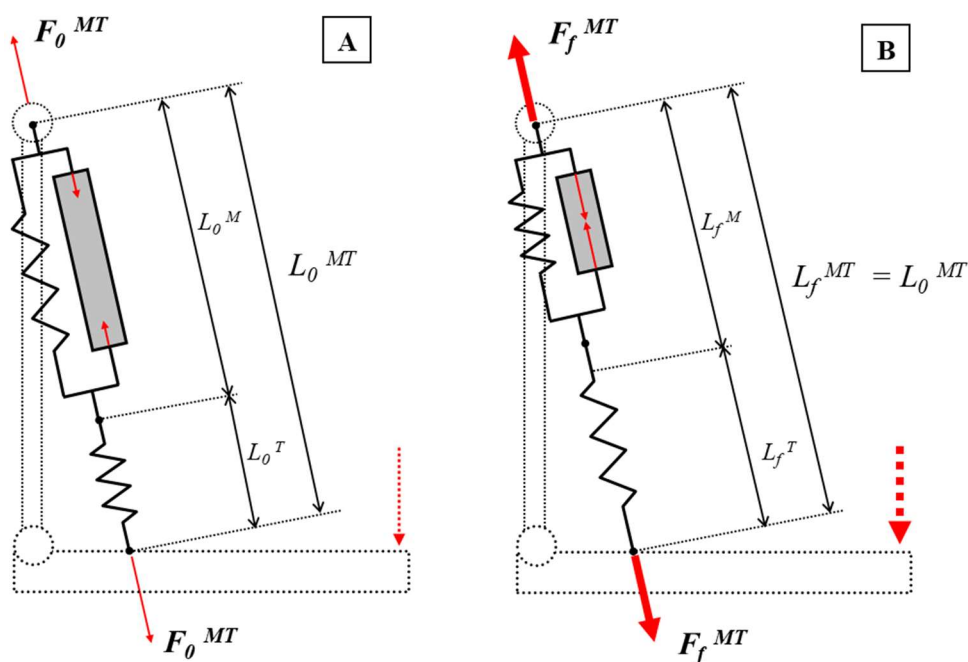


Figura 91 – Modelo de Hill – Zajac. Ejercicio isométrico A) Peso propio B) Mancuerna-
Fuente: Elaboración propia.

7.1.2.2. Particularización 2: Ejercicio cíclico

El ejercicio cíclico se establece como como la repetición continua de los siguientes pasos:

1. Situación inicial: posición de reposo del conjunto músculo tendón. Contracción isométrica.
2. Flexión del antebrazo mediante una contracción concéntrica.

3. Relajación del músculo y vuelta a la posición de reposo (90° del codo).
4. Extensión del antebrazo con una contracción excéntrica.
5. Vuelta a la posición de reposo (90° de la articulación del codo).

Situación inicial en contracción isométrica.

Las fuerzas sobre el antebrazo son:

- F_A^C → carga exterior (pesos del antebrazo y de la mancuerna).
- F_A^{MT} → fuerza transmitida por el actuador MT (bíceps braquial).
- R_{HA}, R_{VA} → componentes horizontal y vertical de las reacciones del húmero sobre el cúbito.
- F_A^T → fuerza eventual transmitida por el tríceps braquial

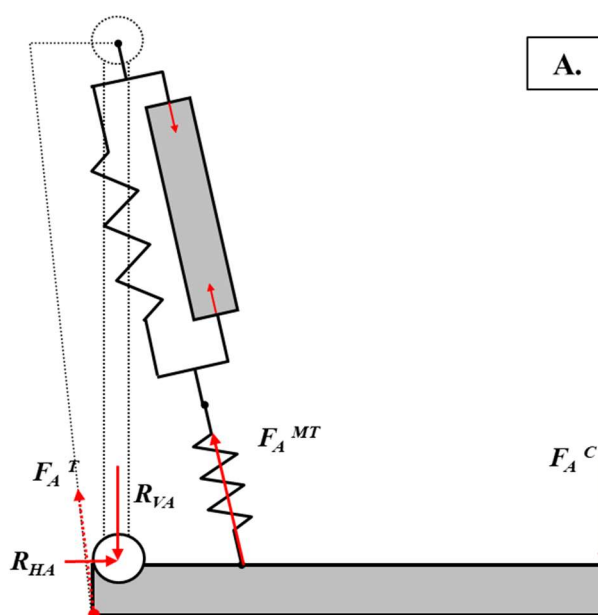


Figura 92 – Contracción isométrica. Fuerzas sobre el antebrazo.
Fuente: Elaboración propia.

Flexión del antebrazo. Contracción concéntrica del bíceps braquial:

El componente muscular del actuador se contrae, transmite más fuerza y la longitud del tendón aumenta en menor medida que lo que se contrae el músculo. Lo que da lugar a una longitud total del actuador inferior que a la de la situación de equilibrio.

La carga exterior se mantiene constante en módulo y dirección pero disminuye el momento que transmite a la articulación. Al aumentar la fuerza del actuador aumenta el momento. El incremento resultante del momento anti-horario debe compensarse con el resultante de un aumento de fuerza del tríceps.

Las dos componentes de la reacción del húmero aumentan.

$$F_B^C = F_A^C \tag{97}$$

$$F_B^{MT} > F_A^{MT} \tag{98}$$

$$F_B^T > F_A^T \tag{99}$$

$$R_{VB} > R_{VA} \quad (100)$$

$$R_{HB} > R_{HA} \quad (101)$$

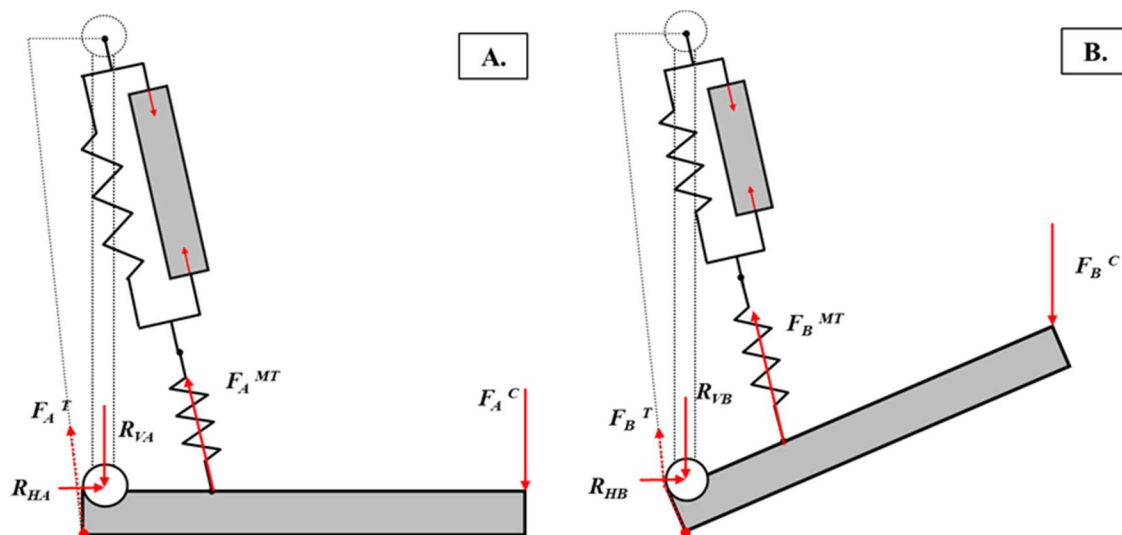


Figura 93 – Contracción concéntrica. Fuerzas sobre el antebrazo. Fuente: Elaboración propia.

Contracción excéntrica del bíceps braquial:

El componente muscular del actuador sigue contraído pero transmite menos fuerza y se alarga. La longitud del tendón disminuye en menor medida que lo que se alarga el músculo. La carga exterior se mantiene constante en módulo y dirección.

Los momentos de la carga exterior y del actuador sobre la articulación disminuyen. El brazo del momento de la fuerza del tríceps aumenta, luego el tríceps disminuye su actividad.

Las dos componentes de la reacción del húmero disminuyen

$$F_C^C = F_A^C \quad (102)$$

$$F_C^{MT} < F_A^{MT} \quad (103)$$

$$F_C^T < F_A^T \quad (104)$$

$$R_{VC} < R_{VA} \quad (105)$$

$$R_{HC} < R_{HA} \quad (106)$$

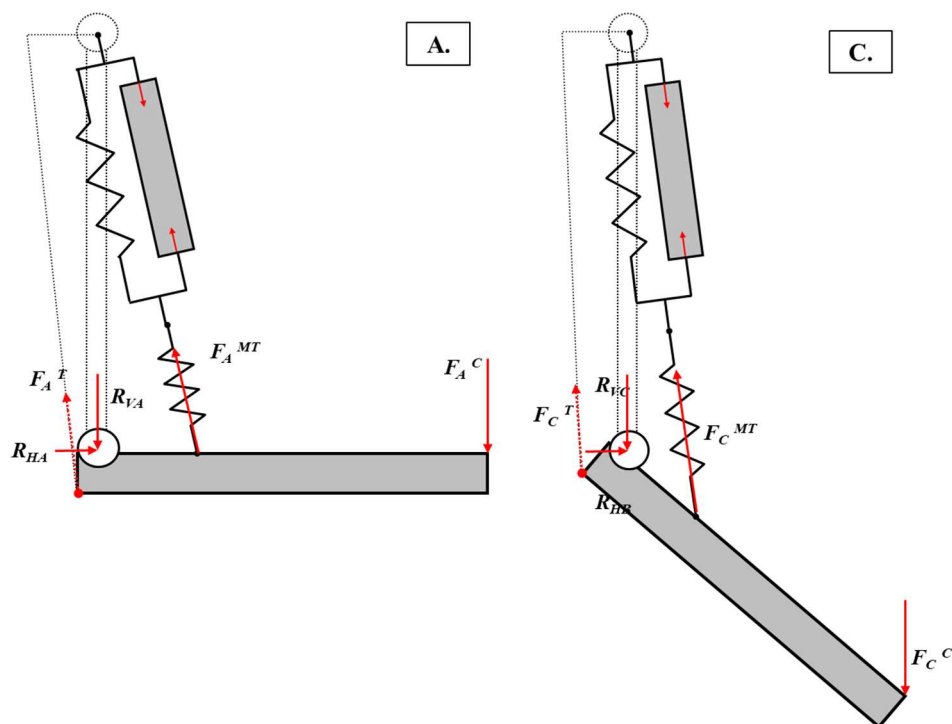


Figura 94 – Contracción excéntrica. Fuerzas sobre el antebrazo. Fuente: Elaboración propia.

7.2.- Estudio mediante el programa de OpenSim

OpenSim es un conocido programa de Biomecánica desarrollado en la Universidad de Stanford. Es un programa de código abierto de descarga libre por Internet, <https://opensim.stanford.edu/> empleado en todo el mundo. Tiene funciones de librería de modelos y foro abierto a través de la aplicación SimTK.

Ofrece manuales de usuario para resolver casos de análisis y predicción de movimientos de las articulaciones. Pero, como es habitual en los programas comerciales, carece de flexibilidad para la entrada de datos y el control de los modelos por parte del usuario.

En un estudio reciente [*Análisis crítico del programa de simulación biomecánica OpenSim*]. TFM Álvaro Navarrete Armisen. ETSII-UPM, Mayo 2021] se comprobó que, para la flexo extensión del codo, el programa ofrece soluciones correctas en lo referente al movimiento, pero irreales respecto a las fuerzas musculares.

Destaca el problema de la redundancia tomando por unitarias las funciones de activación y asumiendo que durante todo el movimiento actúan todos los músculos de la articulación con la máxima fuerza isométrica. Lógicamente, las reacciones resultantes en la articulación son incompatibles con la resistencia de la misma.

En el estudio primero se analiza el movimiento de la articulación mediante una simulación de flexo extensión del codo.

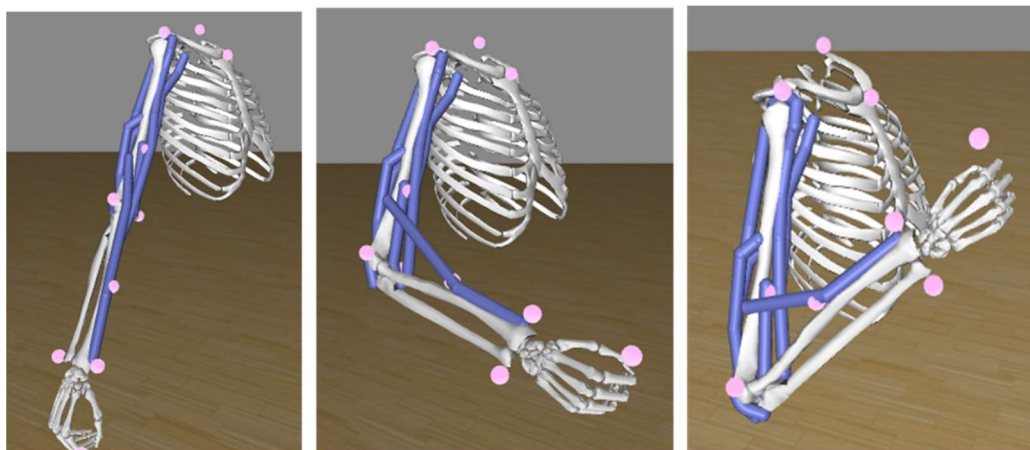


Figura 95 – Capturas del movimiento de flexo extensión en Open Sim. (OpenSim, 2004).

El objetivo es comprobar las condiciones de continuidad y compatibilidad geométrica. Para ello, en la siguiente gráfica se representa la variación de longitud del conjunto músculo tendón frente

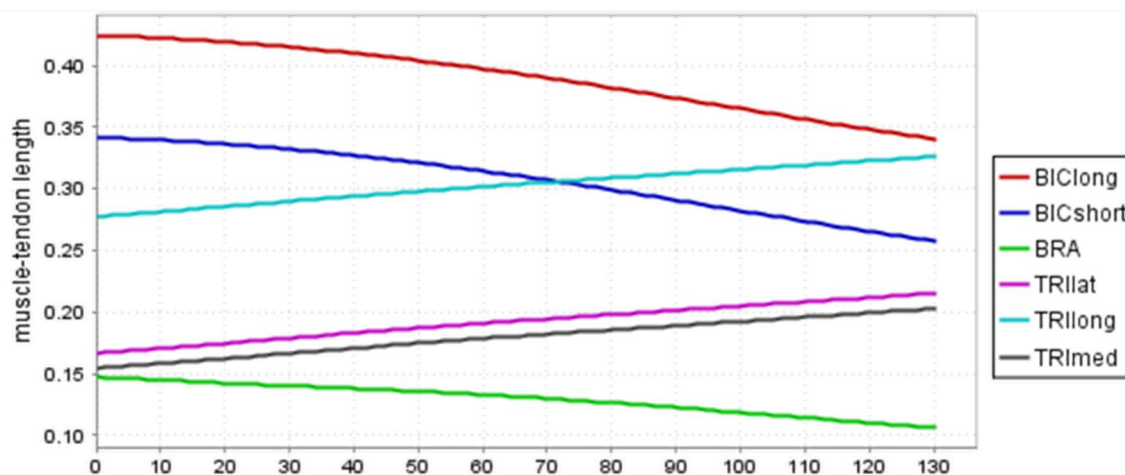


Figura 96 – Longitud del músculo frente al ángulo de flexión del codo. Fuente: (Navarrete Armisén, 2021)

Tras una verificación mediante cinemática, se concluye que el modelo de Open Sim es capaz de reproducir el movimiento con exactitud y que además puede identificar de manera correcta las variaciones de longitud de los músculos frente a la variación de posición del codo.

En ese mismo estudio, se analiza la fuerza que es capaz de desarrollar cada músculo. Como se comenta anteriormente, el programa asume que todos los músculos trabajan durante el movimiento y además a su máxima capacidad en cada longitud.

En la siguiente gráfica se presenta, la variación de la fuerza frente al ángulo de flexión del codo. Las fuerzas varían al variar la longitud de los músculos.

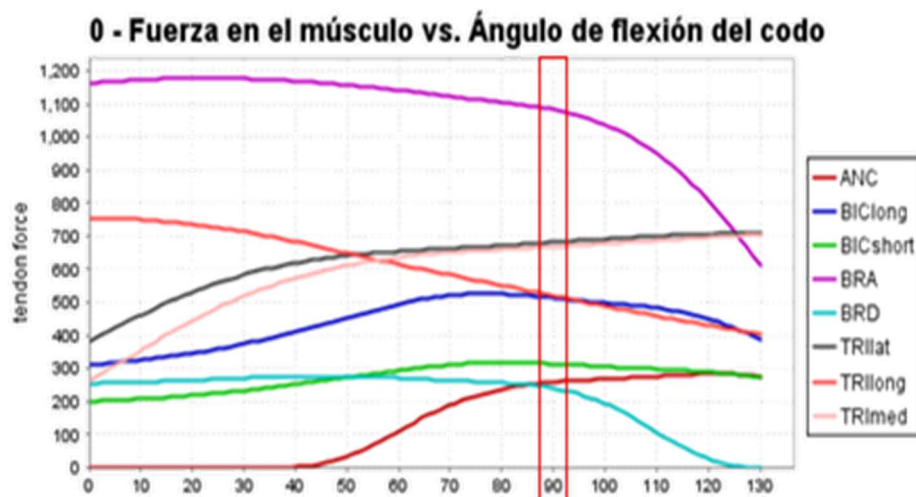


Figura 97– Fuerza del músculo frente al ángulo de flexión del codo. (OpenSim, 2004)

Con estos valores, se aplican las condiciones de equilibrio para la posición neutra (90°).

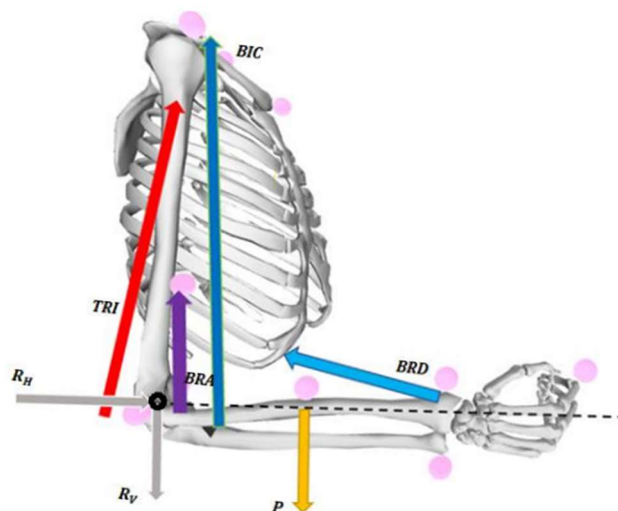


Figura 98 – Diagrama de esfuerzos simplificado de los músculos participantes en la contracción a 90°. (Navarrete Armisén, 2021)

Se obtienen los siguientes valores de componentes verticales y horizontales de la reacción del húmero.

$F_{ejercida_{músculo}} = F_{normalizada_{músculo}} \cdot F_{máx_{músculo}}$ $TRI = \sqrt{TRIlong^2 + (TRIlát + TRImed)^2}$ $BIC = BIClong + BICshort$	→	$TRI = 1049,34 \text{ N}$ $BRA = 1177,37 \text{ N}$ $BRD = 77,28 \text{ N}$ $BIC = 357,59 \text{ N}$	→	$P = 22,96 \text{ N} \rightarrow P = 2,34 \text{ kg}$ $R_V = 2557,7 \text{ N}$ $R_H = -128,3 \text{ N}$
--	---	--	---	---

Figura 99 – Resultados obtenidos del equilibrio de fuerzas. (Navarrete Armisén, 2021)

Finalmente, se tiene que el valor resultante es posible pero no es realista. Es incompatible con la resistencia de la articulación.

En el estudio también se analiza la relación entre fuerza y velocidad del movimiento, siendo el resultado del programa distinto a la condición de comportamiento: reducción de la fuerza con el aumento de velocidad.

Finalmente, por todo lo mencionado anteriormente se concluye que el programa Open Sim carece de un control de la validez de las soluciones suministradas.

7.3.- Estudio mediante medidas de electromiografía y programa MATLAB

Como ejemplo representativo de estudio completo de la flexo extensión del codo se ha revisado el trabajo [“Mejora en la estimación de fuerzas musculares mediante el uso de medidas de electromiografía (EMG)”. Eduardo Andrés González Ruiz. TFG Universidad da Coruña. 2017].

El estudio consiste en calcular el momento que se debe aplicar en el codo para realizar el movimiento de flexo extensión mediante dos métodos:

- Captura de movimiento, modelo esquelético mediante elementos rígidos y aplicación de dinámica inversa.
- Registro electromiográfico, cálculo de función excitación y aplicación del modelo muscular de Hill.

Posteriormente, se comparan los resultados y se trata de ajustar los parámetros del modelo de Hill para aproximar los resultados a los obtenidos a partir de dinámica inversa.

7.3.1. Método 1: Captura de movimiento, modelo esquelético mediante elementos rígidos y aplicación de dinámica inversa.

1) Definición del movimiento mediante técnicas de captura de imagen.

Se coloca un usuario en el centro del montaje de captura de movimiento, en este caso se han utilizado 12 cámaras infrarrojas. El usuario se coloca en posición con los marcadores adheridos en la zona de interés a estudiar, se proyecta luz y las cámaras recogen el reflejo. Tras procesar la señal se obtiene la definición del movimiento; en este caso la flexo extensión del codo.

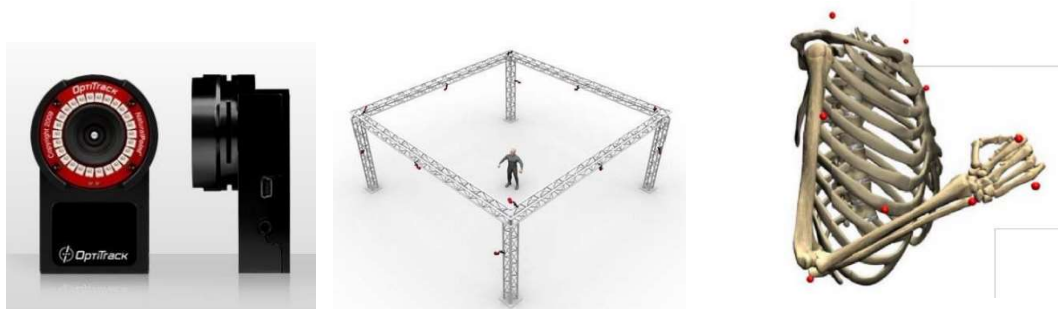


Figura 100 – 1. Cámaras de infrarrojos. 2. Montaje de captura de movimiento. 3. Marcadores adheridos a los puntos de interés. Fuente: Internet.

2) Definición de modelo biomecánico de segmentos rígidos articulados.

Se aproxima el modelo de flexo extensión del codo mediante elementos rígidos. Se utiliza un triángulo para representar el tórax y otro para representar la mano, una barra para el húmero y otra para el antebrazo.

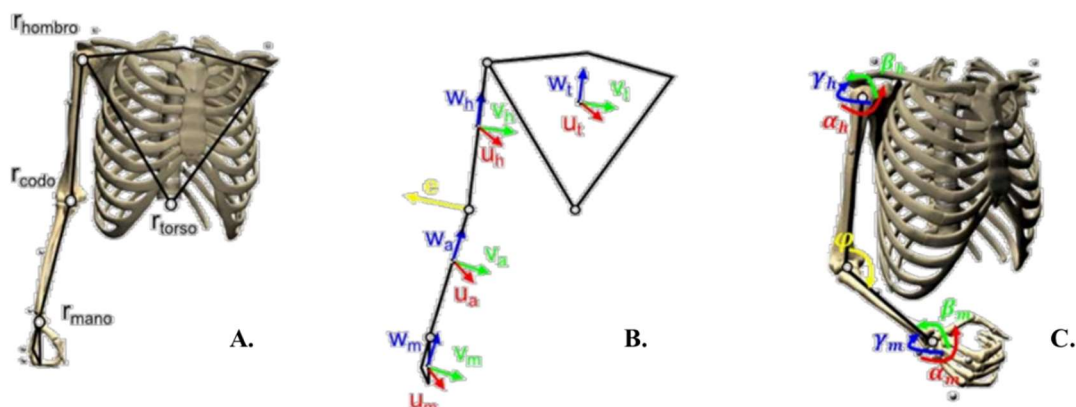


Figura 101 – Modelo completo. A) Puntos del modelo y articulaciones. B) Ejes locales y de rotación de la articulación. C) Variables angulares. (González Ruiz, 2017)

A cada elemento se le adjudica longitud, centro de masas y parámetros inerciales (masas y momentos de inercia). La información cinemática necesaria para reconstruir el movimiento se obtiene de las trayectorias de los marcadores situados en los brazos.

Tabla 2 – Datos particulares de los elementos del modelo. (González Ruiz, 2017)

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

3) Análisis dinámico del par articular necesario para provocar el movimiento (dinámica inversa).

El análisis dinámico que se plantea en este caso es a partir de las ecuaciones de Lagrange, obteniendo como resultado los pares y fuerzas en sus ejes absolutos. Estos pares serán los que deberán compensar los músculos para poder realizar el movimiento capturado.

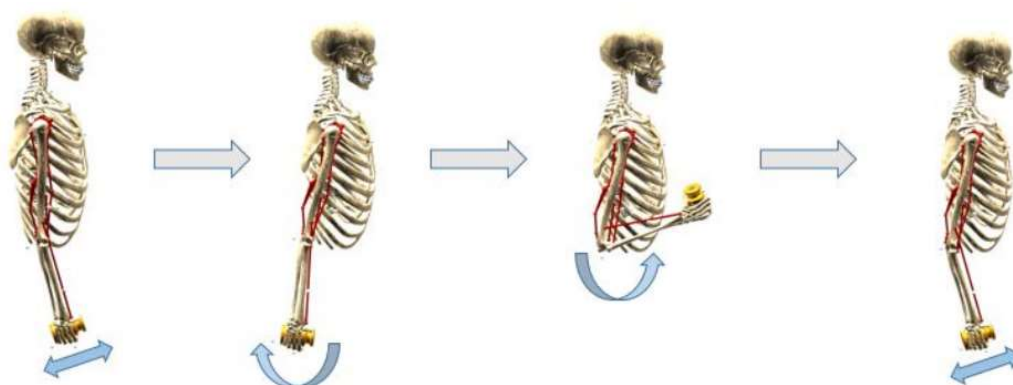


Figura 102 – Secuencia del movimiento estudiado. (González Ruiz, 2017)

7.3.2. Método 2: Registro electromiográfico, cálculo de función excitación y aplicación del modelo muscular de Hill.

1) *Registro electromiográfico (EMG) de las señales de los músculos implicados en el movimiento.*

Se realiza el registro electromiográfico de las señales de los músculos implicados. Con los electrodos se recoge la señal eléctrica que aparece cuando se activa el músculo. En este caso se han utilizado electrodos superficiales.

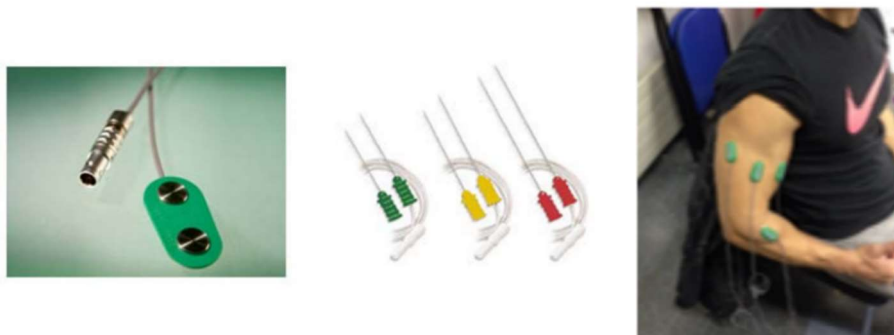


Figura 103 – Electrodo superficiales y electrodos de inserción. Sujeto con electrodos superficiales colocados. (González Ruiz, 2017)

En este estudio se han empleado 6 electrodos para cada uno de los músculos de la siguiente tabla.

Tabla 3 – Distribución de electrodos superficiales utilizados para el registro de las señales. (Navarrete Armisen, 2021)

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

2) *Tratamiento de las señales EMG y obtención de la señal de excitación $u(t)$. Cálculo numérico de la función de activación muscular $a(t)$.*

Con esta tecnología se obtiene la señal mioeléctrica cuando el músculo se activa, en particular, durante el movimiento de flexo extensión.

En la siguiente figura se presenta el tratamiento que recibe la señal registrada, finalmente con la envolvente se obtiene se obtiene la función señal de activación neuronal.

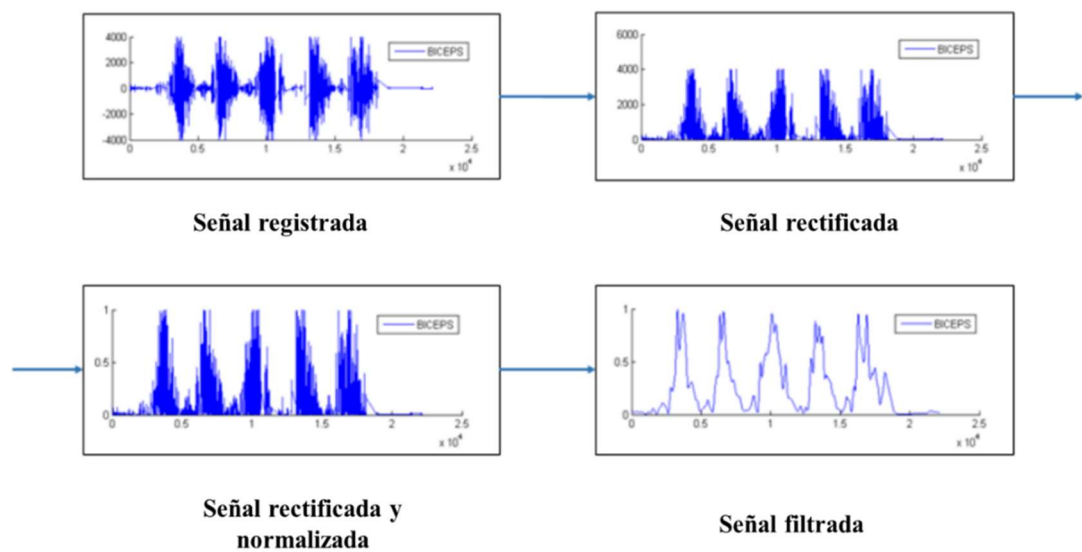


Figura 104 – Proceso del tratamiento de las señales registradas del biceps. (Navarrete Armisén, 2021)

Con la señal de excitación, se obtiene la ecuación de activación muscular a partir de la ecuación diferencial propuesta en el modelo de Hill – Zajac.

$$\frac{da(t)}{dt} + \left[\frac{1}{\tau_{act.}} (\beta + [1 - \beta] u(t)) \right] a(t) = \frac{1}{\tau_{act.}} u(t)$$

3) Cálculo numérico (MATLAB) de las fuerzas musculares aplicando el modelo de Hill

Finalmente se introducen los datos en Matlab para resolver el modelo no lineal de Hill y así obtener el par articular resultante de las fuerzas musculares

Los parámetros del músculo introducidos en la aplicación son:

- Parámetros del músculo (modelo no lineal).
- Condiciones iniciales.
- Señal de activación muscular $a(t)$.

7.3.3. Comparación de los pares articulares obtenidos por dinámica inversa y por aplicación del modelo muscular de Hill.

En la siguiente gráfica se presentan los momentos resultantes para cada instante de tiempo alrededor del eje del codo.

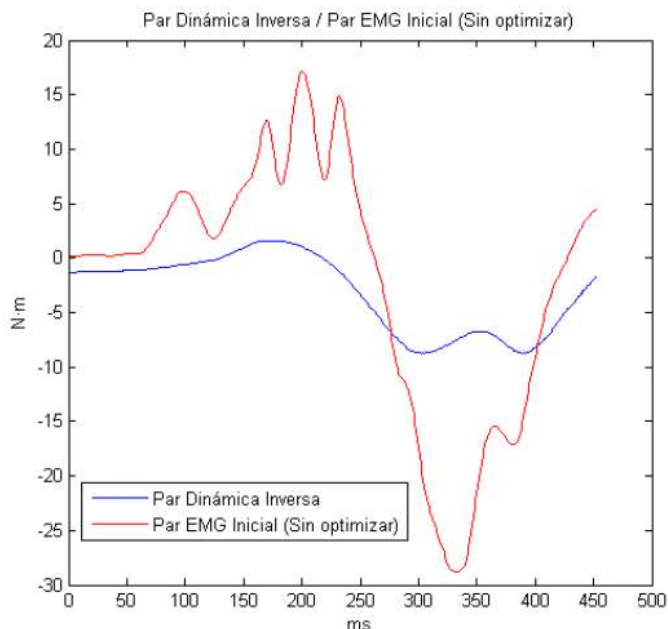


Figura 105 – Representación gráfica del momento resultante obtenido a partir de la dinámica inversa y a partir de las fuerzas musculares obtenidas por EMG. (González Ruiz, 2017)

7.3.4. Cálculo del error y aplicación de métodos de optimización

Se aplican hasta 5 métodos de optimización que consisten en la aplicación de factores de escala sobre las características musculares o sobre la señal electromiográfica.

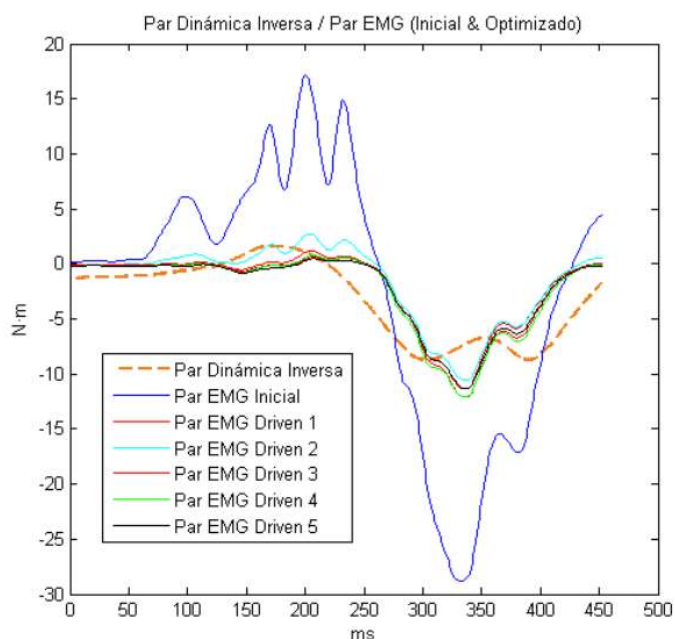


Figura 106 – Representación gráfica de los pares musculares obtenidos a partir de las señales mioeléctricas (con y sin optimización) en comparación con el par muscular obtenido a partir de la dinámica inversa. (González Ruiz, 2017)

8. MODELOS FÍSICOS

En el Laboratorio de Resistencia de Materiales de la ETSII-UPM se ha desarrollado el prototipo de modelo físico que se presenta a continuación. El objetivo es plasmar el modelo analógico de Hill lineal, y valorar la viabilidad de obtener resultados fiables y útiles del mismo.

El modelo físico trata de simular el modelo de Hill en una de sus versiones más simples, el conjunto músculo-tendón con un ángulo de penación nulo.

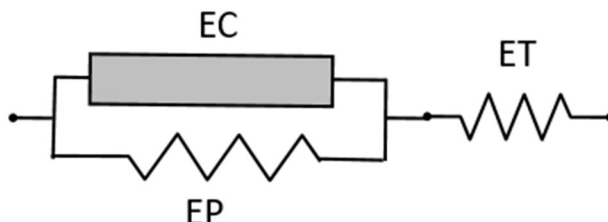


Figura 107 – Modelo de Hill del conjunto músculo – tendón.
Fuente: Elaboración propia.

El modelo ha sido fabricado por impresión 3D mediante el sistema de deposición de filamentos (FDM). El filamento es succionado y fundido y se deposita de forma precisa capa por capa.

El material empleado ha sido el filamento PLA. Termoplástico fabricado a base de recursos renovables: almidón maíz, raíces de tapioca o caña de azúcar. Material eco-amigable ya que no es tóxico y es biodegradable.

El modelo se monta sobre una base de metacrilato transparente y se desplaza sobre unas guías.

Como se puede observar en la Figura 108 el modelo físico tiene representado los tres elementos principales del modelo de Hill.

- CC: Componente contráctil. Modelado mediante dos elementos de engranaje que al girarlos permite simular el acortamiento del músculo.
- PEC: Componente conjuntivo en paralelo. Se utiliza un resorte simple.
- Tendón: Se utiliza un resorte simple.

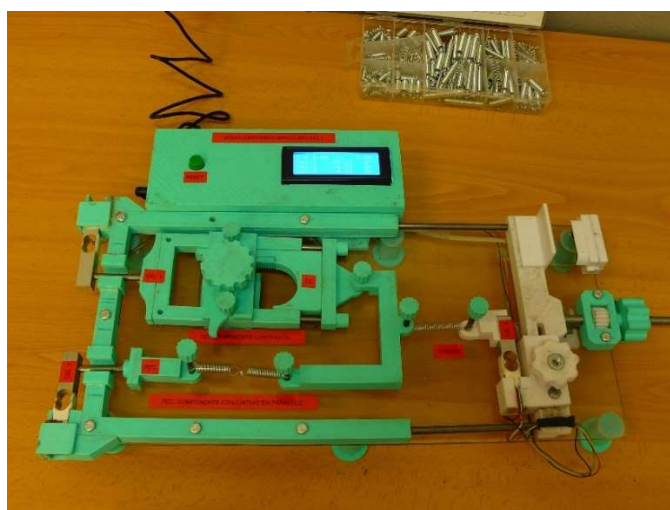


Figura 108 – Modelo físico que representa el modelo de Hill para el actuador músculo – tendón. Fuente: Elaboración propia.

Cada uno de los elementos anteriores está controlado por una célula de carga: CEL1, CEL 2 y CEL 3. Recogen la carga instantánea en cada uno de los elementos. El componente contráctil

además contiene en la parte inferior un sensor de desplazamiento que permite conocer cuánto se ha desplazado desde del punto inicial; este se calibra con el botón de *RESET*.

Estos valores se muestran en tiempo real en el display que se encuentra en la parte superior.



Figura 109 – Display de visualización de sensores del modelo físico. Fuente: Elaboración propia.

Todos los sensores están controlados por una placa de Arduino. Los elementos comerciales empleados son los siguientes:

- Módulo encoder ky- 040 rotary decoder para arduino AVR PIC.
- Sensor ultrasonido HC-SR04
- Arduino mega 2560 REV 3
- Módulo LCD 2004 hd44780
- Interface I2C
- Fuente de alimentación 5w 5v 1ª
- Sensor de peso de celda de carga, balanza electrónica, aleación de aluminio, 1kg.
- Módulo conversor analógico digital 24bits sensor peso carga.
- Interruptor táctil tipo émbolo, contacto monopolar.

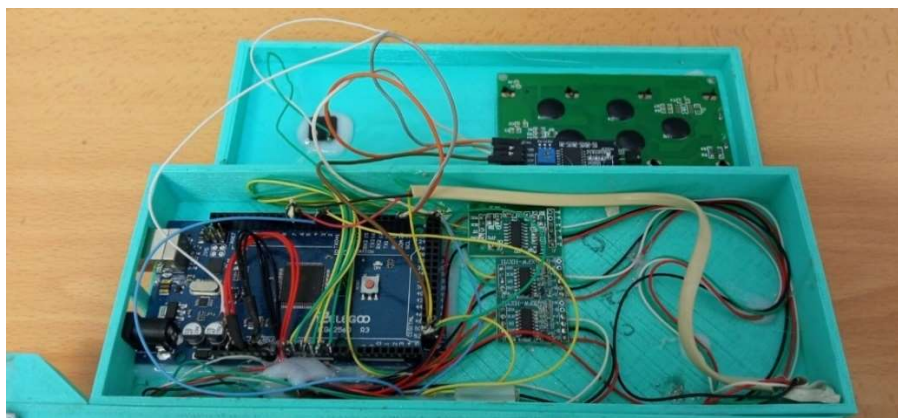


Figura 110 – Electrónica de control del modelo físico. Fuente: Elaboración propia.

El modelo se fabricó con el objetivo de montarlo y ajustarlo con los elementos del extremo derecho, Figura 111. Todo son piezas individuales y permite establecer distintas posibilidades. La más habitual es la establecida previamente.

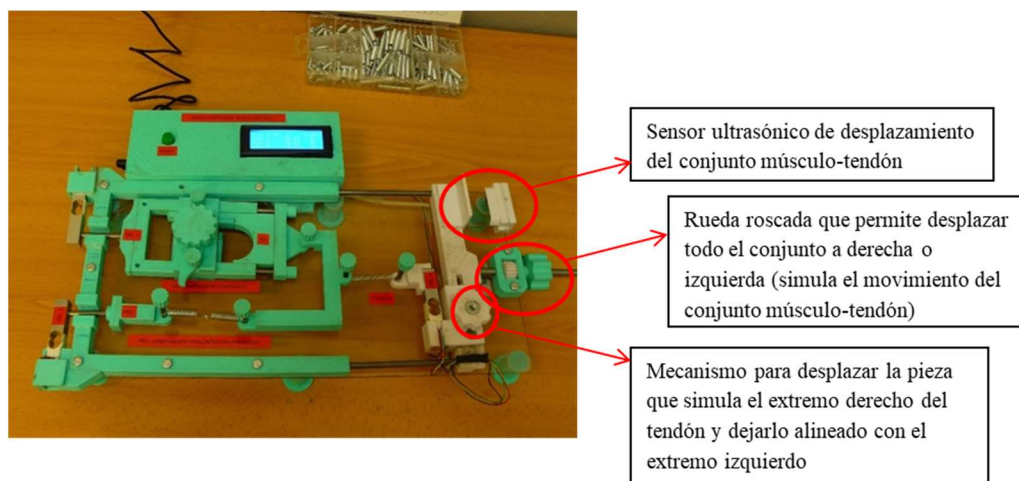


Figura 111 – Descripción de componentes del modelo.
Fuente: Elaboración propia.

Tras colocar los resortes que representan el componente conjuntivo del músculo y el tendón. Se trata de ir girando la rueda del elemento contráctil simulando la contracción del músculo. Otro elemento que se puede controlar es la rueda del extremo derecho que permite hacer más o menos largo el conjunto del músculo tendón.

El objetivo es ir variando el ensayo para resortes de distintas rigideces.

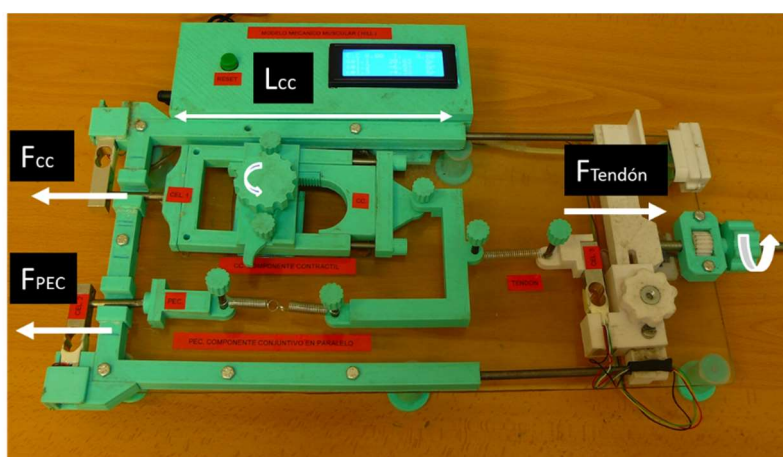


Figura 112 – Aplicación del modelo físico de Hill. Fuente: Elaboración propia.

Los resultados obtenidos son únicamente de las tres células de carga y la variación de longitud del elemento contráctil. No se puede recopilar información tal y como está planteado de la variación de longitud del tendón.

Lo cierto es que el modelo es complejo de manejar, por ser cada elemento completamente manual. Como se observa en las dos siguientes imágenes, se ha simulado la contracción del músculo desde una posición inicial establecida. Al girar la rueda del elemento contráctil y simular el acortamiento del músculo, se observa como este se acorta pero a su vez el elemento en serie se deforma.

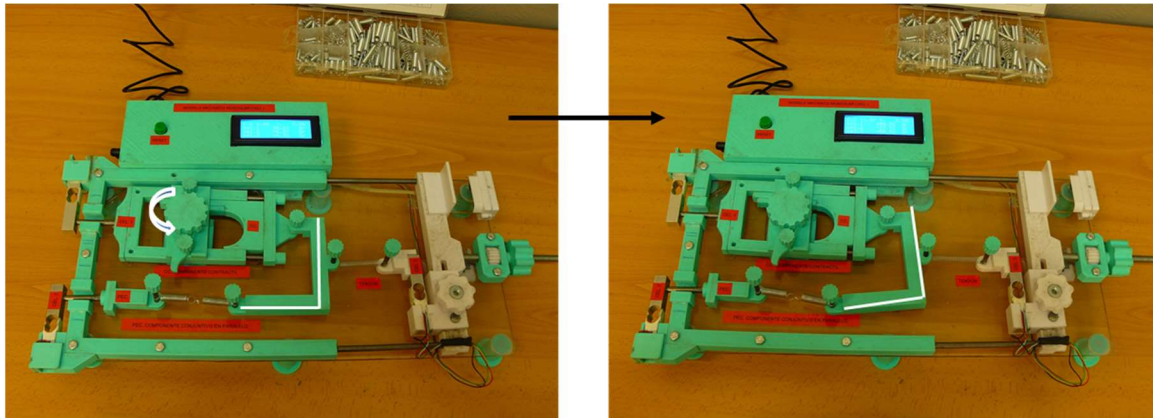


Figura 113 – Modelo físico de Hill en acción. Fuente: Elaboración propia.

Este equipo se ha desarrollado para realizar ensayos con resortes lineales, elementos muy alejados de lo que realmente podrían ser los elementos pasivos.

Tras montar el modelo físico, ubicar cada componente y analizar los posibles resultados, se descarta realizar ensayos más controlados con el modelo por lo alejado de la realidad que se encuentra.

Se propone para líneas futuras realizar un modelo físico motorizado y más instrumentado, permitiendo controlar adecuadamente la longitud total del actuador MT. Además, emplear elementos más próximos a la realidad que simulen los componentes pasivos: gomas (elastómeros) o varios resortes en paralelo con distinta longitud y/o inclinación.

9. DISCUSIÓN, CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS

A. Del modelo muscular de Hill

Los trabajos de Archibald Vivien Hill sobre la termomecánica muscular datan de los años 20 del siglo pasado y son de gran mérito e importancia. No obstante, debe tenerse en cuenta que su modelo analógico es muy simplificado, siendo sus principales omisiones las siguientes:

- No se define la función de activación muscular.
- No se contempla el comportamiento viscoelástico de los tejidos ni la no linealidad elástica.
- No se contempla la sinergia entre músculos.

B. De la caracterización mecánica del músculo y el tendón

Los ensayos de caracterización presentan dificultades en la obtención, conservación y estabilización de muestras, en los montajes de transmisión de carga mecánica y de estimulación eléctrica, y en la instrumentación con sensores de fuerza y de movimiento.

En los ensayos in vitro las muestras sufren un rápido deterioro.

En los ensayos in vivo los tejidos vivos son inestables y de comportamiento muy complejo. En un mismo individuo las características dependen de la edad, del historial de cargas, de las condiciones ambientales e incluso del estado psicológico.

Las características de fuerza-longitud y fuerza-velocidad del músculo, así como las de fuerza-elongación, presentan una gran dispersión y deben asumirse con prudencia.

C. Del modelo matemático de Zajac para el actuador músculo tendinoso

El artículo clásico de Zajac [*“Muscle and Tendon: properties, models, scaling and application to Biomechanics and motor control”*. Felix E. Zajac. Mechanical Engineering Department. Stanford University. California. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*. Volume 17. Issue 4. 1989] es extenso (53 páginas) y de gran aridez. El análisis crítico realizado se resume en los siguientes puntos:

- Asume que puede obtenerse una función matemática, $u(t)$, de la dinámica de la excitación muscular mediante el registro, rectificado y filtrado de señales electromiográficas (EMG).
- Asume la existencia de una función matemática analítica, $a(t)$, que gobierna la dinámica de la activación muscular.
- Plantea una relación unívoca entre ambas funciones a través de una ecuación diferencial de primer orden cuyo fundamento físico no se justifica.

En este TFM se ha particularizado y resuelto la ecuación para una función de excitación $u(t)$ tipo escalón, obteniéndose una solución asintótica a un valor constante de la activación tras un transitorio de tipo exponencial. Se trata, pues, de un modelo simple de la realidad que satisface la continuidad y las condiciones de contorno. Podrían obtenerse soluciones análogas con otras ecuaciones diferenciales cuya integración diera lugar a transitorios de forma logarítmica o polinómica pero no tendrían la facilidad operativa de la función exponencial (igualdad de la integral y la derivada de la función simple). Cabe suponer, por tanto, que la ecuación diferencial se ha escogido más por conveniencia matemática que por fidelidad al proceso físico real. En toda la literatura posterior no se cuestiona este aspecto.

- Plantea un modelo determinista totalmente lineal de las características fuerza-longitud y fuerza-velocidad del músculo, así como de la fuerza-elongación del tendón. Cada actuador

músculo tendinoso queda definido por un único parámetro adimensional: la relación entre las longitudes en reposo del tendón y del músculo.

- Plantea la ecuación dinámica del actuador nuevamente con una ecuación diferencial de primer orden, siendo la función incógnita la fuerza del actuador y las funciones de entrada la activación, la longitud del músculo y la velocidad del actuador. Zajac tampoco justifica esta forma matemática ni obtiene soluciones para casos particulares simples, limitándose a unas consideraciones genéricas sobre la respuesta en frecuencia del modelo.

En este TFM se ha integrado la ecuación diferencial para ejercicios isométricos con activación constante y para ejercicios cíclicos. En los isométricos se ha obtenido, como era previsible, una solución asintótica a una fuerza constante con un transitorio exponencial. En los cíclicos se ha considerado la función de entrada más simple, una armónica senoidal, y la integración ha permitido realizar un estudio de frecuencias que demuestra la mayor eficacia del músculo de tendón corto (como los monoarticulares de la cadera) frente al largo (como los isquiotibiales) al aumentar la frecuencia. Los resultados también son previsible con simples consideraciones cualitativas.

D. De los modelos no lineales

Actualmente se emplean funciones exponenciales para modelizar las características mecánicas empíricas del músculo y del tendón. Seleccionando adecuadamente los parámetros de las funciones pueden obtenerse ajustes con buena aproximación (se ha hecho en este TFM empleando como herramienta una hoja de cálculo convencional).

La no linealidad del modelo da lugar a ecuaciones diferenciales sin solución analítica pero que se resuelven de forma aproximada mediante las modernas técnicas numéricas.

E. De la aplicación al movimiento de flexo extensión del codo mediante programas comerciales de biomecánica

Se ha revisado la solución presentada por un programa comercial de código abierto y uso generalizado (OpenSim), comprobándose que la solución pasa por alto los problemas de redundancia y de incertidumbre asumiendo que todos los músculos de la articulación intervienen simultáneamente con la máxima fuerza isométrica correspondiente a cada posición. Con un cálculo elemental de equilibrio se ha comprobado que la solución es irreal al ser incompatible con la resistencia de la articulación.

F. De la aplicación al movimiento de flexo extensión del codo comparando la solución rigurosa por el modelo matemático no lineal con la obtenida por dinámica inversa

Se ha revisado un estudio que obtiene la solución rigurosa de la dinámica del par articular por dos vías.

La primera siguiendo el modelo muscular analizado en este TFM: registro del movimiento mediante técnicas de captura de imagen, registro electromiográfico de la excitación muscular, tratamiento de la señal, integración numérica con MATLAB de las ecuaciones diferenciales, cálculo de las funciones temporales de fuerza para cada músculo y obtención del par articular dinámico.

La segunda por dinámica inversa, es decir, planteando un modelo biomecánico de barras rígidas articuladas y, con los datos de las longitudes y los parámetros inerciales, aplicación de las ecuaciones fundamentales de la dinámica al movimiento para obtener el par articular.

Tomando como referencia la solución por dinámica inversa, la comparación con la basada en la señal EMG y el modelo de Hill no lineal revela errores inadmisibles, incluso recurriendo a

métodos de optimización basados en la parametrización de las características mecánicas y de la señal EMG.

G. De la correlación entre la señal EMG y la activación muscular

Cabe concluir que la clave del fracaso del modelo matemático está en la presunción de que hay una relación directa entre la activación muscular y las señales registrables provenientes del sistema nervioso central. Dado que el modelo trabaja con una señal EMG resultante de un proceso de rectificado, normalizado y filtrado, puede plantearse la línea de investigación que permitiera evaluar cuánta información significativa se pierde en el proceso, es decir, cuál es la sensibilidad de la activación muscular frente a características específicas de la señal EMG, como valores medios, polaridades, espectro de frecuencias, etc. No se han encontrado estudios concluyentes en ese sentido.

H. Del modelo físico

El modelo físico es ilustrativo del modelo analógico de Hill lineal. Permite el registro en tiempo real de las fuerzas del componente contráctil y del resorte pasivo del modelo paralelo muscular y del resorte en serie del modelo del tendón.

El equipo se maneja por acción manual y permite hacer estudios de fuerzas y longitudes frente a movimientos incrementales.

Como desarrollo futuro se propone la motorización del componente contráctil y la introducción de resortes elastoméricos no lineales.

10. REFERENCIAS

1. ASEM, F. E. (2003). *El Músculo esquelético*. Galicia: ASEM.
2. Beaupré, G. (1990). An approach for time-dependent bone modeling and remodeling-application: A preliminary remodeling simulation. *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 8, nº 5, p. 662-670.
3. Bosch, J. (2007). *El músculo*. Madrid: Servicio de Rehabilitación Hospital San Rafael.
4. Características.com. (s.f.). Obtenido de <https://www.caracteristicas.co/musculos/#ixzz70c67FjbZ>
5. Díaz Hernández, C. A. (2013). Trabajo de Fin de Máster: Plataform de simulación dinámica y control de movimiento humano basado en OpenSim y Matlab. *Escuela técnica superior de ingeniería industrial. Universidad politécnica de Cartagena*.
6. Dobao Álvarez, C., & Angulo Carrere, M. T. (2010). *Biomecánica clínica. Biomecánica del músculo*.
7. Egner, S. (s.f.). *Youtube - Slidinfilament*. Obtenido de <https://www.youtube.com/watch?v=0kFmbrRJq4w>
8. Entrenamiento, M. (s.f.). Obtenido de <https://mundoentrenamiento.com/tipos-de-musculos-y-su-funcion/>
9. González Ruiz, E. A. (2017). *Trabajo de fin de grado: Mejora en la estimación de fuerzas musculares mediante el uso de medidas de electromiografía (EMG)*. A Coruña: Escola Politécnica superior, Universidad da Coruña.
10. H. Taboadela, C. (2007). *Goniometría. Una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales*. Buenos Aires: SOCIART SA.
11. Hall, G. y. (2016). *Tratado de fisiología médica*. Barcelona: Elsevier.
12. Hill, A. V. (1938). *The heat of shortening and the dynamic constants of muscle*. Londres: University College.
13. Huxley, A. y. (1971). *Proposed mechanism of force generation in striated muscle*. -: Nature 233, 533–538.
14. Juan-Mitjavila. (2014). *Rehabilitación premium Madrid*. Obtenido de <https://rehabilitacionpremiummadrid.com/blog/juan-mitjavila/anatomia-del-tendon/>
15. Kapandji, A. (2012). *Fisiología Articular. Tomo2. Miembro Inferior*. -: Ed. Médica Panamericana.
16. Knudson, D. (2007). *Fundamentals of Biomechanis*. New York: Springer.
17. Medina, J. (s.f.). Análisis del movimiento. De la técnica a la realidad. *Institu Guttman*.
18. MedlinePlus. (. de . de). *MedlinePlus*. Obtenido de <https://medlineplus.gov/spanish/ency/images/ency/fullsize/19918.jpg>
19. Mendoza, A. (s.f.). Estudio de las propiedades mecánicas del sistema óseo. *Universidad Nacional de Colombia*.
20. Merino Pérez, J., & Noriega Borge, M. (s.f.). Fisiología del músculo. *Universidad de Cantabria*.
21. Navarrete Armisen, Á. (2021). *Trabajo de fin de máster: Análisis crítico del programa de simulación biomecánica Opensim*. Madrid: ETSII UPM.
22. online, F. . (s.f.). *Fisioterapia - online*. Obtenido de <https://www.fisioterapia-online.com>
23. OpenSim. (2004). *opensim.standor.edu*. Obtenido de <https://opensim.stanford.edu/>
24. Peña Amaro, J. (s.f.). La histología de la inserción tendinosa. *Departamento de Ciencias Morfológicas. Área de Histología. Universidad de Córdoba*.
25. Pérez, F. A., D'Alessandro Martínez, A. J., & del C. Azuaje, J. (2007). Modelo biomecánico de la generación de fuerza muscular en condiciones isométrica y tetánica. *Universidad de Venezuela, UCV*.
26. Powerexplosive. (2014). *Powerexplosive*. Obtenido de <https://powerexplosive.com/reclutamiento-de-fibras-musculares-unidades-motoras/>
27. profesorado), I. (. (s.f.). *intef*. Obtenido de <http://recursos.cnice.mec.es/biosfera/alumno/3ESO/locomotor/contenidos7.htm>
28. Roberts et al. (1997). *American Association for the Advancement of Science*.

29. Salinas Avila, A. (2008). Tesis doctoral : Control de sistemas mecánicos usando actuadores músculo-tendón. *Instituto politécnico nacional. Centro de investigación y desarrollo de tecnología digital. Tlajiana, México.*
30. Sierra Arregui, M. (2012). Trabajo de fin de máster: Caracterización de las propiedades contráctiles a fatiga del músculo esquelético. Metodología experimental y de simulación. *Universidad de Zaragoza.*
31. Universidad Católica de Chile. (s.f.). *Universidad Católica de Chile.* Obtenido de http://www7.uc.cl/sw_educ/neurociencias/html/144.html
32. West, J. B. (1991). *Physiological Basis of Medical Practice.* Baltimore: Williams & Wilkins.
33. Zajac, F. E. (1989). *Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanis and motor control.* Palo Alto, California: Mechanical Engineering Department, Stanford University.

11. PLANIFICACIÓN TEMPORAL Y PRESUPUESTO

Este trabajo es de tipo teórico y se basa en la investigación y búsqueda de información en libros de medicina, artículos, trabajos disponibles etc. Por ello, en el presupuesto de este TFM se tendrá en cuenta únicamente el coste del tiempo de dedicación del autor y el tutor.

El sueldo típico de un ingeniero (55€/hora) será multiplicado por el número de horas dedicadas al proyecto. Se estima que aproximadamente 250 horas de trabajo. El sueldo del tutor (70€/hora) se multiplicará por una estimación de 30 horas dedicadas a guiar, ofrecer consejo e información para complementar el proyecto.

En la siguiente tabla se recoge el presupuesto total, este es ficticio por tratarse de un trabajo de fin de máster.

*Tabla 4 – Costes ficticios de las horas invertidas en el proyecto. Fuente:
Elaboración propia.*

Sueldo de Ingeniero junior	13.750 €
Suelto Tutor	2.100 €
Total	15.850€

Respecto a la planificación, este trabajo se ha realizado entre Junio 2021 y enero de 2022. En el siguiente gráfico se detallan las fases en las que se ha dividido el proyecto y la duración que ha tomado cada una de ellas.

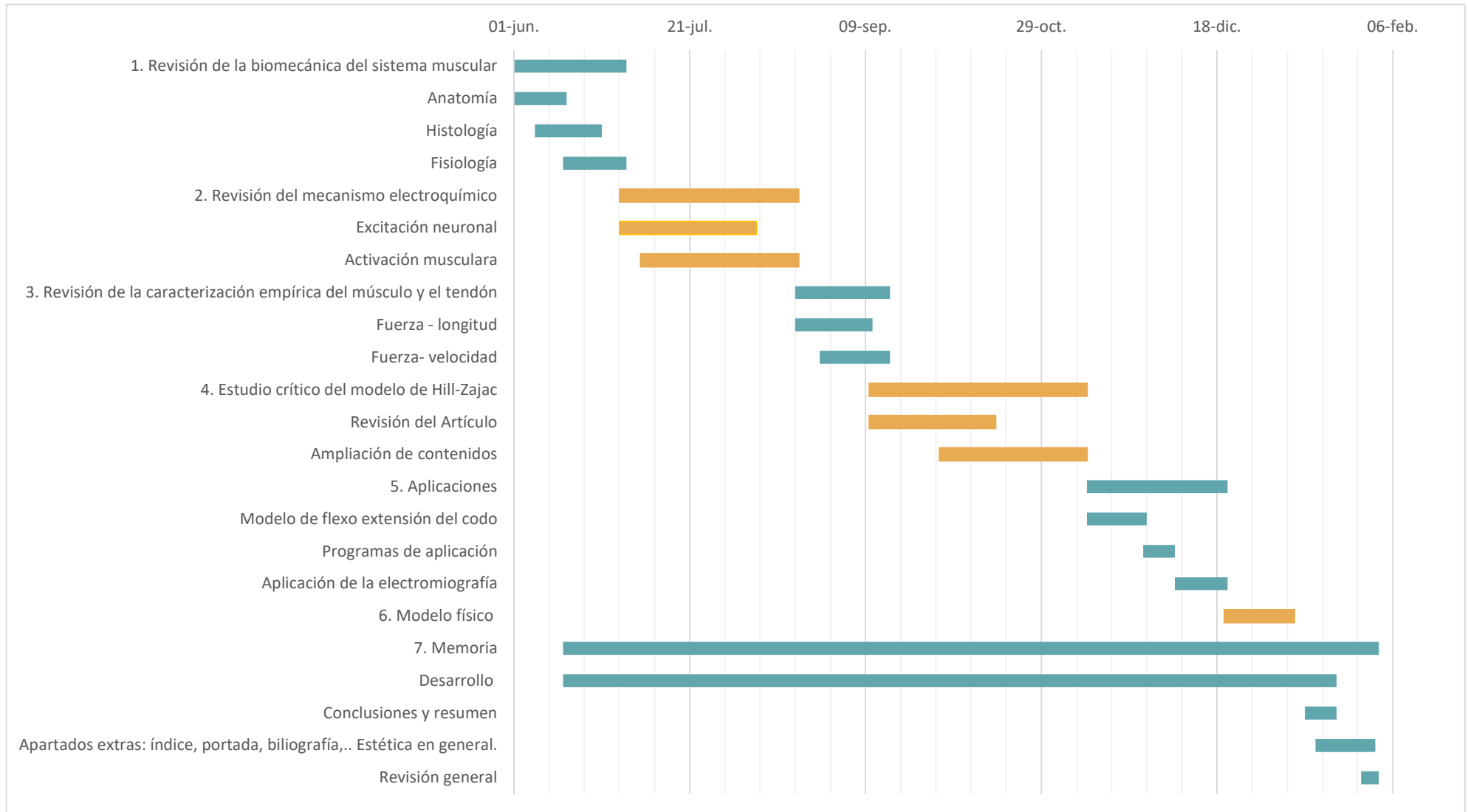


Figura 114 – Diagrama de Gantt del proyecto. Fuente: Elaboración propia.

13. ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 – Músculo liso, músculo cardíaco y músculo esquelético. Fuente: Internet.	3
Figura 2 – Clasificación del sistema muscular de acuerdo a su contracción. Fuente: Internet.....	5
Figura 3 – Composición del músculo esquelético. (ASEM, 2003)	6
Figura 4 – Clasificación del músculo en función de la disposición de las fibras musculares. Fuente: Internet.7	
Figura 5 – Estructura común de las células: núcleo, membrana celular, orgánulos y citoplasma. Fuente: Internet.....	8
Figura 6 – Estructura interna de la fibra muscular. Fuente: Internet.	9
Figura 7 – Estructura interna de la miofibrilla. Fuente: Internet.	10
Figura 8 – Descomposición del músculo hasta su unidad básica: miofilamentos. Fuente: Internet.....	11
Figura 9 – Articulación de rodilla. Fuente: Internet.	12
Figura 10 – Estructura del tendón. Fuente: Internet.	12
Figura 11 – Estructura de una Neurona. Fuente: Internet.....	14
Figura 12 – Potencial de acción. Fuente: Internet.	15
Figura 13 – Unión neuromuscular. Fuente: Internet.....	15
Figura 14 – A: Axón. B: Axón terminal. C: Espacio sináptico. D: Célula muscular. E: Miofibrilla. Fuente: Internet.....	16
Figura 15 – Unidad motora. Fuente: Internet.	17
Figura 16 – Sumación de frecuencias. Tetanización. Fuente: Internet.....	18
Figura 17 – Miografías de varios tipos de contracciones musculares. Fuente: Internet.	19
Figura 18 – Proceso de contracción de un sarcómero. (Hall, 2016).....	20
Figura 19 – Liberación de zonas activas de la actina tras la unión de calcio a la troponina C. Fuente: Internet.	21
Figura 20 – Ciclo de activación de puentes cruzados. Unión entre actina y miosina. Fuente: Internet.	22
Figura 21 – Relación tensión - longitud de sarcómera. (Hall, 2016).....	23
Figura 22 – Fibra tipo I: Relación fuerza – tiempo. Fuente: Internet.	24
Figura 23 – Fibra tipo II: Relación fuerza – tiempo. Fuente: Internet.....	24
Figura 24 – Secuencia de activación de las unidades motoras y de los tipos de fibras musculares dependiendo de la carga a realiza. Fuente: Internet.	24
Figura 25 – Anatomía del pie. (MedlinePlus,)	25
Figura 26 – Sistema de ejes de referencia centrado en el centro de la cabeza femoral. Planos de referencia y movimientos contenidos en los mismos. Centrado en la cabeza femoral. (Kapandji, 2012)	25
Figura 27 – Huesos de la cadera. Fuente: Internet.....	26
Figura 28 – Articulación de la cadera. Fuente: Internet.	26
Figura 29 – Ligamentos de la cadera. Fuente: Internet.	26
Figura 30 – Vista lateral y frontal de los músculos de la cadera. Fuente: Internet.....	27
Figura 31 – Ensayo de tracción en máquina universal. Fuente: Internet y elaboración propia	28
Figura 32 – Densitometría ósea: determinación de rigidez a partir de técnicas de imagen. Fuente: Internet y elaboración propia.	29
Figura 33 – Ensayo de ultrasonidos. Cálculo de rigidez de probeta de hueso trabecular. Fuente: Internet. ...	30
Figura 34 – Electromiografía. Fuente: Internet.	31
Figura 35 – Ensayo in vitro sobre muestras musculares de cadáver. Fuente: Internet.	31
Figura 36 – Carrera de un hombre en fotogramas, por Eadweard Muybridge. Fuente: Internet.....	32
Figura 37 – Atleta equipada con captadores y el esqueleto digital generado. Fuente: Internet.....	32
Figura 38 – Goniometría. Medición dinámica del arco de movimiento de la articulación del hombro. (H. Taboadela, 2007).....	33
Figura 39 – Fibras de colágeno. Fuente: Internet.	33
Figura 40 – Ensayo de tracción a velocidad de deformación constante. Fuente: Internet y elaboración propia.	34
Figura 41 – Ensayo de tracción a distintas velocidades de deformación. Fuente: Internet.	35
Figura 42 – Dinámica del tejido muscular. Fuente: Elaboración propia	35
Figura 43 – Contracción muscular. Acortamiento del sarcómero. Fuente: Internet.....	36
Figura 44 – Característica tensión – deformación de un sarcómero aislado. Fuente: Internet.	36
Figura 45 – Esquema de generación de fuerza total muscular. (Zajac, 1989) Modificada.....	37

Figura 46 – Fuerza de contracción y resistencia al estiramiento. Fuente: Elaboración propia.....	38
Figura 47 – Fuerza – longitud del músculo para distintos niveles de activación. Fuente: Elaboración propia.	39
Figura 48 – Relación fuerza – velocidad para contracción concéntrica. Fuente: Internet.....	40
Figura 49 – Relación Fuerza-Velocidad para diferentes acciones musculares. (Knudson, 2007) Modificada.	41
Figura 50 – Variación de la curva $F - v$ con el entrenamiento. (Knudson, 2007) Modificada.....	41
Figura 51 – Relación Fuerza – Tiempo para distintos tipos de Fibra. (Knudson, 2007) Modificada.....	42
Figura 52 – Relación Fuerza-Velocidad del gastrocnemio medial y el sóleo del gato. (Knudson, 2007) Modificada.....	43
Figura 53 – Señal electromiográfica rectificadora del cuádriceps y fuerza de extensión de la rodilla isométrica. (Knudson, 2007)Modificada.....	44
Figura 54 – Método mecánico de la acción muscular aplicado al bíceps y a la flexión del codo. Modificada (Knudson, 2007) Modificada.....	45
Figura 55 – Movimiento de la articulación del hombro mientras el ángulo del codo permanece inalterado. (Knudson, 2007) Modificada.....	45
Figura 56 – Mediciones simultáneas de fuerza muscular, longitud y activación (EMG) del gastrocnemio de pavos en carrera. (Knudson, 2007).....	46
Figura 57 – Consecuencias del uso prolongado de zapato de tacón alto. Fuente: Internet.....	47
Figura 58 – Modelo muscular de Hill. (Zajac, 1989) Modificada.....	48
Figura 59 – Dibujo esquemático de dos puentes cruzados de acuerdo con el modelo del puente cruzado propuesto por Huxley y Simmons (1971). Fuente: Internet (modificada).....	49
Figura 60 – Modelo muscular de Hill con elemento elástico en serie. (Zajac, 1989).....	49
Figura 61 – Asociación de la señal EMG con la excitación neuronal. (Zajac, 1989) Modificada.....	49
Figura 62 – Función escalón para la excitación neuronal .Fuente: Internet.....	50
Figura 63 – Función de activación para una excitación $ut = 1$. Fuente: Elaboración propia.....	51
Figura 64 – Función de activación para una excitación $ut = 0$. Fuente: Elaboración propia.....	53
Figura 65 – Propiedades del tejido muscular. A) Curva $FM - LM$ normalizada. B) Curva $FM - vM$ normalizada. (Zajac, 1989) Modificada.....	53
Figura 66 – Arquitectura del músculo penado. (Zajac, 1989) Modificada.....	55
Figura 67 – Curva patrón $\sigma T - \varepsilon T$ nominal. (Zajac, 1989). Modificada.....	55
Figura 68 – Curva patrón $\sigma T - \varepsilon T$ adimensional. (Zajac, 1989). Modificada.....	56
Figura 69 – Modelo de Hill para el conjunto músculo-tendón. (González Ruiz, 2017).....	57
Figura 70 – Modelo de Hill para el conjunto músculo-tendón con ángulo de penación nulo ($\alpha = 0$). (Zajac, 1989) Modificada.....	58
Figura 71 – Curvas fuerza alargamiento para un actuador: completamente rígido (rojo), rígido (azul) y flexible (verde). Fuente: Elaboración propia.....	59
Figura 72 – Diagrama de bloques de la contracción dinámica del actuador músculo-tendón. (Zajac, 1989) .	61
Figura 73 – Modelo lineal del tendón. $FT - \Delta LT$. Fuente: Elaboración propia.....	61
Figura 74 – Característica fuerza-longitud del músculo linealizada. Fuente: Elaboración propia.....	62
Figura 75 – Características fuerza-velocidad del músculo linealizada. Fuente: Elaboración propia.....	62
Figura 76 – Característica fuerza-longitud del músculo linealizada para valores de longitud entre L_0 y $1.5L_0$. Fuente: Elaboración propia.....	63
Figura 77 – Evolución temporal del término variable de la fuerza del actuador MT (75). Modelo lineal, ejercicios cíclicos: $f=1\text{Hz}$. Fuente: Elaboración propia.....	68
Figura 78 – Evolución temporal del término variable de la fuerza del actuador MT (75). Modelo lineal, ejercicios cíclicos: $f=3\text{Hz}$. Fuente: Elaboración propia.....	68
Figura 79 – Evolución temporal del término variable de la fuerza del actuador MT (75). Modelo lineal, ejercicios cíclicos $f=10\text{Hz}$. Fuente: Elaboración propia.....	68
Figura 80 – Característica fuerza-longitud del músculo linealizada para valores de longitud entre $0.5L_0$ y L_0 . Fuente: Elaboración propia.....	69
Figura 81– Modelo de Hill del conjunto músculo-tendinoso. Fuente: Elaboración propia.....	70
Figura 82 – Características empíricas de fuerza-longitud del músculo del modelo no lineal de Hill. Fuente: Elaboración propia.....	71

Figura 83 – Características empíricas de fuerza-velocidad del músculo del modelo no lineal de Hill. Fuente: Elaboración propia.....	72
Figura 84 – Características empíricas de fuerza-elongación del tendón del modelo no lineal de Hill. Fuente: Elaboración propia.....	73
Figura 85 – Flexo extensión del codo. Fuente: Internet.	75
Figura 86 – Músculos flexores principales: Bíceps braquial, braquial y braquiorradial. Fuente: Internet.	76
Figura 87 – Músculo extensor principal: Tríceps. Fuente: Internet.....	76
Figura 88 – Modelo simplificado del antebrazo en posición neutra. Fuente: Elaboración propia.	77
Figura 89 – Modelo Hill-Zajac del bíceps braquial. Fuente: Elaboración propia.	78
Figura 90 – Contracción isométrica del bíceps. Fuente: Internet.	79
Figura 91 – Modelo de Hill – Zajac. Ejercicio isométrico A) Peso propio B) Mancuerna-. Fuente: Elaboración propia.....	79
Figura 92 – Contracción isométrica. Fuerzas sobre el antebrazo. Fuente: Elaboración propia.....	80
Figura 93 – Contracción concéntrica. Fuerzas sobre el antebrazo. Fuente: Elaboración propia.	81
Figura 94 – Contracción excéntrica. Fuerzas sobre el antebrazo. Fuente: Elaboración propia.	82
Figura 95 – Capturas del movimiento de flexo extensión en Open Sim. (OpenSim, 2004).....	83
Figura 96 – Longitud del músculo frente al ángulo de flexión del codo. Fuente: (Navarrete Armisén, 2021).....	83
Figura 97– Fuerza del músculo frente al ángulo de flexión del codo. (OpenSim, 2004).....	84
Figura 98 – Diagrama de esfuerzos simplificado de los músculos participantes en la contracción a 90°. (Navarrete Armisén, 2021).....	84
Figura 99 – Resultados obtenidos del equilibrio de fuerzas. (Navarrete Armisén, 2021).....	84
Figura 100 – 1. Cámaras de infrarrojos. 2. Montaje de captura de movimiento. 3. Marcadores adheridos a los puntos de interés. Fuente: Internet.....	85
Figura 101 – Modelo completo. A) Puntos del modelo y articulaciones. B) Ejes locales y de rotación de la articulación. C) Variables angulares. (González Ruiz, 2017)	86
Figura 102 – Secuencia del movimiento estudiado. (González Ruiz, 2017).....	86
Figura 103 – Electrodo superficiales y electrodo de inserción. Sujeto con electrodo superficiales colocados. (González Ruiz, 2017).....	87
Figura 104 – Proceso del tratamiento de las señales registradas del bíceps. (Navarrete Armisén, 2021).....	88
Figura 105 – Representación gráfica del momento resultante obtenido a partir de la dinámica inversa y a partir de las fuerzas musculares obtenidas por EMG. (González Ruiz, 2017)	89
Figura 106 – 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. (González Ruiz, 2017).....	89
Figura 107 – Modelo de Hill del conjunto músculo – tendón. Fuente: Elaboración propia.....	90
Figura 108 – Modelo físico que representa el modelo de Hill para el actuador músculo – tendón. Fuente: Elaboración propia.....	90
Figura 109 – Display de visualización de sensores del modelo físico. Fuente: Elaboración propia.	91
Figura 110 – Electrónica de control del modelo físico. Fuente: Elaboración propia.	91
Figura 111 – Descripción de componentes del modelo. Fuente: Elaboración propia.	92
Figura 112 – Aplicación del modelo físico de Hill. Fuente: Elaboración propia.	92
Figura 113 – Modelo físico de Hill en acción. Fuente: Elaboración propia.....	93
Figura 114 – Diagrama de Gantt del proyecto. Fuente: Elaboración propia.	100

15. ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 – Relación entre la longitud de la holgura del tendón y la longitud de la fibra muscular en los músculos de las extremidades inferiores de humanos y gatos. (Zajac, 1989).	58
Tabla 2 – Datos particulares de los elementos del modelo. (González Ruiz, 2017).....	86
Tabla 3 – Distribución de electrodos superficiales utilizados para el registro de las señales. (Navarrete Armisen, 2021)	87
Tabla 4 – Costes ficticios de las horas invertidas en el proyecto. Fuente: Elaboración propia.	99

