



Universidad Francisco de Vitoria
Ciencias de la Actividad Física y
el Deporte
Trabajo Fin de Grado

Jorge Belmar Rivero

**Justificación del trabajo de fuerza y
propiocepción en sujetos con
amputación transtibial**

Tutor: Pablo González Frutos

INDICE

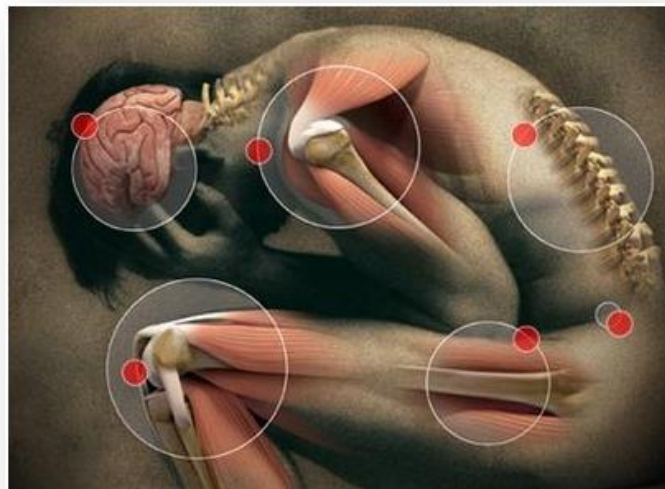
1.	INTRODUCCION	3
2.	CONCEPTO DE FUERZA	9
2.1.	DEFINICION	9
2.2.1.	MUSCULO	10
2.2.2.	TENDON	13
2.2.3.	FASCIA MUSCULAR	14
2.2.4.	HUESO	14
2.2.5.	ARTICULACION	14
2.3.	TIPOS DE FUERZA	15
2.4.	EXPRESIONES DE LA FUERZA	17
3.	CONCEPTO DE PROPIOCEPCION	22
3.1.	DEFINICION	22
3.2.	BASE FISIOLÓGICA.....	23
4.	AMPUTACION TRANSTIBIAL	25
4.1.	DESCRIPCION.....	25
4.2.	CIRUGIA	25
4.3.	DESCRIPCIÓN DE LAS ESTRUCTURAS AFECTADAS	27
4.3.1.	NIVEL OSEO:	27
4.3.2.	NIVEL MUSCULAR:.....	28
4.3.4.	NIVEL ARTICULAR:	33
4.4.	DESCRIPCION DE LOS MOVIMIENTOS SUPRIMIDOS	34
4.5.	BREVE HISTORIA Y EVOLUCION DE LAS PROTESIS	35
4.6.	ELEMENTOS CLAVE A NIVEL PROSTETICO	37
4.7.	RUNNING SPECIFIC PROSTHESES (RSP), PROTESIS ESPECIFICAS DE CARRERA.	39
5.	LA MARCHA	41
5.1.	BIOMECANICA DE LA MARCHA	42
5.1.1.	FASES DEL MOVIMIENTO	42
5.1.2.	EL DESARROLLO DEL PASO.....	44
5.1.3.	MUSCULOS DE LA MARCHA EN RELACION CON LAS FASES DEL MOVIMIENTO.....	45
5.2.	BIOMECANICA DE UN SUJETO AMPUTADO.....	46
5.2.1.	KINEMATICA TRANSTIBIAL BILATERAL	48

5.3.	BIOMECANICA EN SUPERFICIE IRREGULAR	53
5.4.	LIMITACIONES TECNICAS DE LA PROTESIS	56
6.	JUSTIFICACION DEL TRABAJO DE FUERZA	60
6.1.	GRUPOS MUSCULARES IMPLICADOS	60
6.2.	ENTRENAMIENTO DE LA FUERZA	63
6.3.	ORIENTACION PRACTICA DEL TRABAJO DE FUERZA	66
7.	JUSTIFICACION DEL TRABAJO DE PROPIOCEPCION	67
7.1.	ELEMENTOS DEL TRABAJO PROPIOCEPTIVO	67
7.2.	TRABAJO PROPIOCEPTIVO Y FLEXIBILIDAD	67
7.3.	FACTORES PROPIOS DE LA COORDINACION.....	71
7.3.1.	REGULACION DE LOS PARAMETROS ESPACIO-TEMPORALES DEL MOVIMIENTO.....	71
7.3.2.	EQUILIBRIO	71
7.3.3.	SENTIDO DEL RITMO	72
7.3.4.	CAPACIDAD DE ORIENTACION EN EL ESPACIO	72
7.3.5.	CAPACIDAD DE RELAJAR LOS MUSCULOS	72
7.4.	ORIENTACION PRACTICA DEL TRABAJO PROPIOCEPTIVO	72
7.5.	TRABAJO PROPIOCEPTIVO Y ELECTROESTIMULACION	74
9.	AGRADECIMIENTOS	76
10.	BIBLIOGRAFIA.....	77
11.	ANEXOS.....	80

1. INTRODUCCION

El trabajo de rehabilitación desde una lesión es una parte importante del mundo deportivo, así como de la vida cotidiana, el cuerpo se ve sometido a estrés desde el momento en que nacemos, y es objeto de estímulos de todo tipo a la vez que es sometido a esfuerzos que pueden llevarlo a límites en los que el cuerpo supera su barrera y se lesiona.

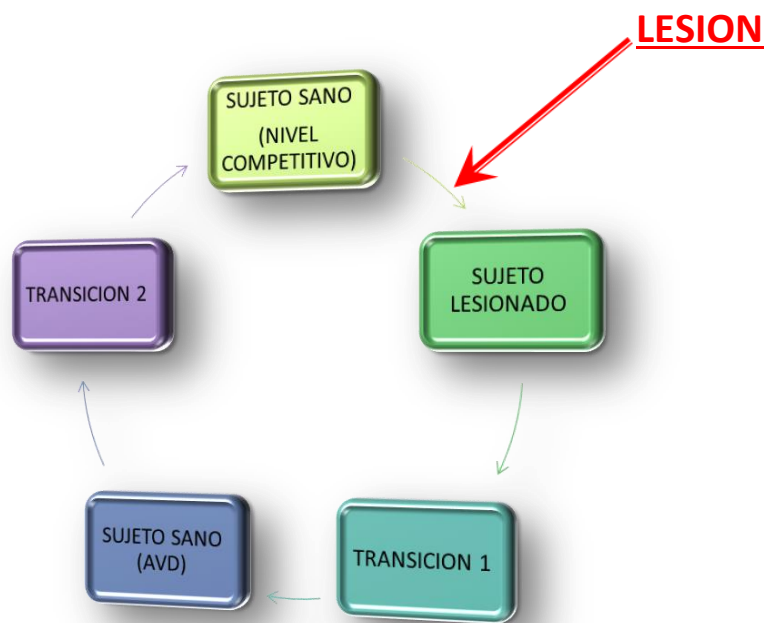
En una lesión nos encontramos por tanto como una estructura no funciona como debería, está dañada, en un grado que puede ser mayor o menor, más o menos reversible y más o menos fácil de compensar por el resto del cuerpo, y por tanto más o menos limitante para nuestra actividad.



El trabajo de los integrantes de la familia de la salud, entre los cuales se encuentra sin ningún género de dudas el deporte y sus graduados, técnicos y demás profesionales, es incrementar el nivel de salud de las personas, y por tanto forma parte de la ayuda en la recuperación de dichas lesiones, teniendo en cuenta, por supuesto, que los diferentes tipos de profesionales, médicos, fisioterapeutas y CAFYD tienen campos de actuación diferentes aunque en algunos casos puedan solaparse, el trabajo conjunto pluridisciplinar es, por tanto, fundamental.

El trabajo de recuperación en el ámbito deportivo consta de dos transiciones claras, desde que el individuo se lesiona hasta que es capaz de ser independiente en las actividades de la vida diaria (AVD), y desde que el individuo es capaz de realizar las AVD hasta que es capaz de desempeñar trabajos de alto nivel de rendimiento.

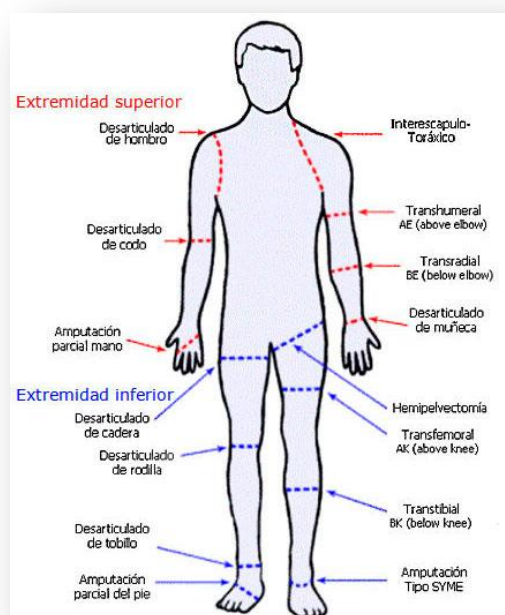
Así pues podríamos describir un ciclo completo como:



Hay que mencionar que en la sociedad en la que vivimos, alto rendimiento, para mí, no tiene por qué ser un atleta de elite, con competiciones a nivel internacional, existe otro tipo, de hecho muchos tipos, de perfiles de alto rendimiento, sobretodo en estos tiempos en los que el deporte está de moda y grupos de edades maduras compiten a nivel local, con un grado de auto exigencia muy alto, es mi opinión que podríamos definir de forma general, dos tipos de alto rendimiento, un alto rendimiento absoluto, en el que estarían aquellos atletas que compiten o aspiran competir a nivel mundial, y por tanto el nivel que deben alcanzar es alto en términos absolutos, y un alto rendimiento relativo, en el que se encontrarían todos aquellos que buscan superar sus propios límites pero con un nivel de exigencia nada despreciable.

Dentro del ciclo de la lesión-recuperación, el CAFYD estaría dentro del apartado donde la lesión no supone limitación en las AVD, y sin embargo si lo supone para el alto rendimiento, conjuntamente con un profesional de la fisioterapia que sería lo adecuado para establecer un control desde el punto de vista de entrenamiento y de control de la antigua lesión.

En el caso que nos ocupa, la lesión en cuestión tiene unas características especiales que vienen definidas por una condición definitiva, la pérdida de un miembro. Dicha condición tiene asociadas unas repercusiones a nivel global para el individuo, a nivel psicológico y físico, que se reflejan en un alto nivel de estrés para el paciente, es una lesión irreversible con lo que ello acarrea, un cambio súbito y fulminante del modo de vida, en el que se ven alteradas funciones que se dan por sentadas y de las que no nos solemos dar cuenta.



Los miembros protésicos tienen, por tanto, un papel significativo en el campo de la rehabilitación y de la vuelta a la vida cotidiana. La necesidad de prótesis ha aumentado como resultado del incremento de casos de diabetes, trauma y el incremento de la esperanza de vida. (Eshraghi y col, 2013)

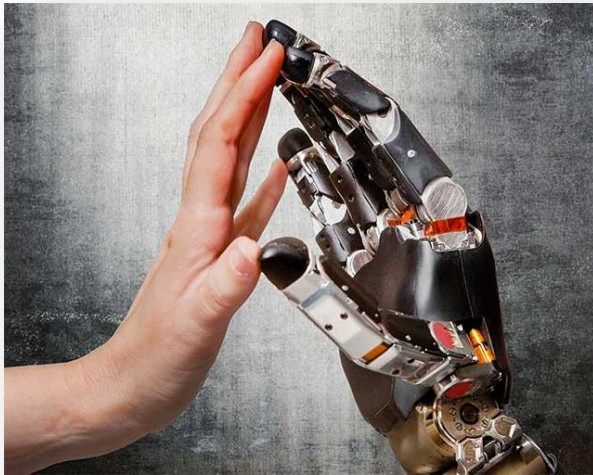
A priori no tenemos ni idea de lo importante que es un dedo pulgar para establecer la garra y la pinza, o un dedo del pie para el apoyo del pie, y aunque lo imaginamos, no podemos concebir en su totalidad la realización de tareas simples con la sustracción de uno o varios miembros, cuanto menos la realización de tareas que exigen un alto nivel, como el deporte y dentro de él, la competición.

La naturaleza de la lesión, por tanto, tiene como consecuencia natural, el uso de una prótesis que sustituya el miembro perdido, y es aquí donde tomamos conciencia de la maravilla que es el cuerpo humano.

En pleno siglo XXI, donde la tecnología nos sorprende cada día, las prótesis siguen siendo burdas copias de la deslumbrante maquinaria biológica que es el cuerpo humano. Si bien es cierto que en cuestión de materiales, ingeniería, técnicas de medida, fabricación etc. existen unos niveles impresionantes de calidad, es a la hora de la

comparación con el cuerpo humano cuando nos damos cuenta de su complejidad y versatilidad, la belleza de su funcionamiento, y de cómo es capaz de realizar operaciones tan complejas que la tecnología del siglo en que vivimos no es capaz de replicar, y todo eso, por supuesto sin entrar a valorar su sincronización con el Sistema Nervioso Central.

La maquinaria biológica que conforma el aparato locomotor, con sus vías sensitiva y motora, sus reflejos a nivel medular, y el procesamiento a nivel cerebral es algo que a



día de hoy, está en etapas tempranas, prótesis integradas con elementos electrónicos son prototipos punteros de lo que, estoy seguro, será el futuro de la prótesis, es decir no como un elemento mecánico externo, sino integrado dentro del esquema corporal y dentro de la red nerviosa del cuerpo.

Los avances actuales en los campos de la tecnología robótica han permitido el desarrollo de prótesis de miembros inferiores que mejoran los desplazamientos de sujetos amputados. (Huang y Ferris, 2012)

Pero a día de hoy las prótesis que se manejan son elementos externos que poseen partes móviles de distinta naturaleza, y que intentan simular las características del miembro amputado, con la limitación de la movilidad activa que posee el miembro natural, es decir el movimiento voluntario o reflejo del miembro queda anulado, quedando únicamente movimientos asociados a elementos pasivos, como un impulso elástico, o movimientos programados asociados a un motor o mecanismo externo, como puede ser una succión activa. Aunque existen prototipos que simulan movimientos propios de las partes amputadas.

En el MIT se ha desarrollado un tobillo robótico que usa un “finite state controller” (controlador de estado finito) para modular la dinámica del tobillo durante el paso y añade fuerza al miembro que va a moverse durante el despegue (Huang y Ferris, 2012)

Dichas limitaciones incluyen también la vía sensitiva, es decir, los receptores de distinta naturaleza que posee el miembro amputado, desde los más obvios, presión, temperatura, dolor, hasta los receptores asociados al movimiento como pueden ser receptores de Golgi y Huso muscular, todos ellos en conjunto poseen la capacidad de enviar información en tiempo real, que aseguran un conocimiento continuo y actualizado de la situación actual, y por tanto de información importante a la hora de corregir situaciones motoras. Todos ellos dejan de existir al no existir el miembro, y la prótesis carece de ellos por lo que el sistema de información del cuerpo debe cambiar, su esquema es distinto y el individuo debe adaptarse a la nueva situación. Debe entrenar su nueva condición.

La literatura sobre el tema es amplia aunque la mayoría trata sobre objetivos cuantitativos, mientras que una orientación investigadora cualitativa es más escasa.

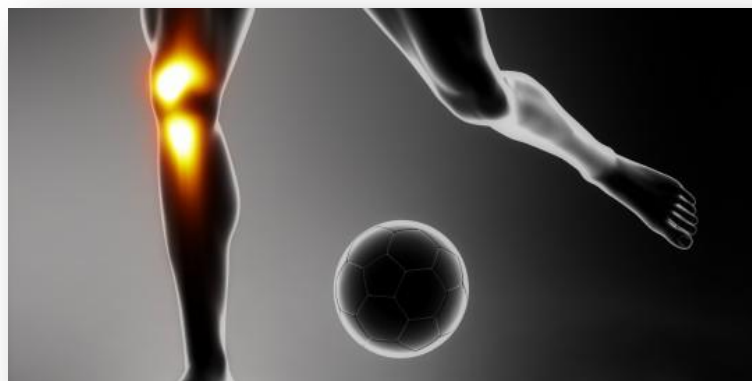
De la documentación original de investigación, un 60% tenía un diseño de investigación cuantitativo, mientras que el 39% eran cualitativos. Este hallazgo podría indicar la necesidad de más estudios cuantitativos, sobretodo en la satisfacción y calidad de vida de los usuarios de prótesis. (Eshraghi y col, 2013)

Por tanto, basándonos en una situación totalmente nueva, donde el esquema corporal es distinto, donde las capacidades han cambiado debido a la sustracción de un miembro y a su sustitución por otro de carácter artificial que posee unas cualidades diferentes al miembro natural, podemos ver que sucederán cambios y compensaciones dadas por las limitaciones del conjunto, muñón-socket-prótesis, que afectarán a los patrones de movimiento de diferente manera, y que en este trabajo veremos desde un punto de vista muscular y propioceptivo.



Por qué muscular, para mí, desde un punto de vista deportivo y con permiso de los ajedrecistas, el movimiento es la clave del deporte, y para moverse hay que generar fuerza que viene dada por los músculos, unidades contráctiles que a expensas del gasto metabólico de energía son capaces de vencer una resistencia y generar fuerza, y por tanto movimiento cuando dicha fuerza se ejerce contra el medio externo como el suelo o el agua (Ley de Newton, acción-reacción)

El hecho de carecer de un miembro y por tanto de carecer de las estructuras musculares que lo integran, conlleva una pérdida de fuerza total, y de fuerza puntual (fuerza específica dentro de una fase específica de un patrón motor) que deberá ser compensada por otras estructuras, las cuales deberán trabajar más y por tanto estarán sometidas a una mayor carga de trabajo, lo cual nos lleva a pensar que, uno, dicha compensación deberá ser la adecuada, evitando compensaciones erróneas que no generen el rendimiento adecuado y/o mayor riesgo de lesión, y dos que dichas estructuras deberán estar preparadas, entrenadas, para una mayor carga de trabajo, en definitiva, preparación y reeducación.



Por qué propioceptivo, la propiocepción, considerada como la cualidad con la cual, controlamos la posición del cuerpo en el espacio, que viene dada por diferentes elementos, receptores, vías de comunicación de la información, centros de procesamiento y elementos musculares asociados, es básico para que a la hora de ejercer una tarea motora, dicha tarea se realice de manera adecuada dentro del patrón que queremos realizar y no otro, debido a que la prótesis es un elemento externo que carece de dichos elementos, nuestra capacidad propioceptiva se verá mermada y deberá ser compensada mediante un trabajo de otras estructuras que si sigan en funcionamiento, igual que un ciego aprende a leer con el tacto, deberemos reeducar al cuerpo para que controle su situación potenciando lo que tengamos disponible y operativo.

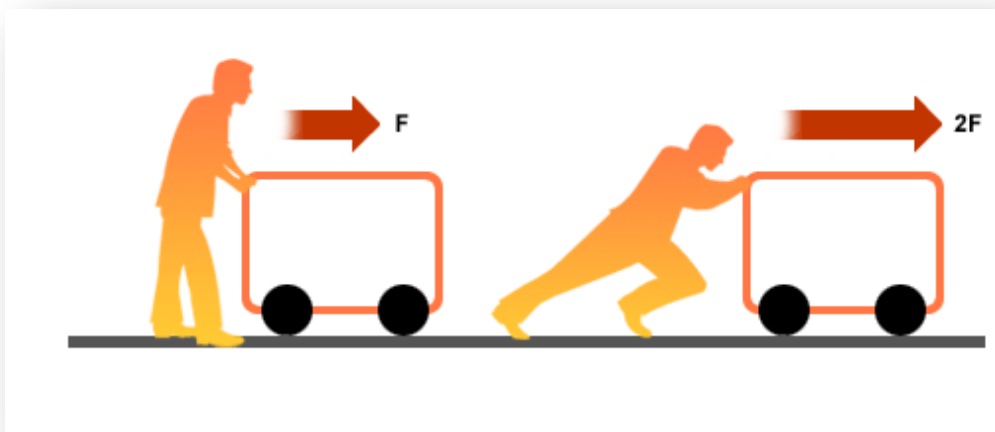
2. CONCEPTO DE FUERZA

La fuerza es pieza fundamental del ámbito del entrenamiento, la fuerza y sus diferentes tipos y expresiones es la responsable de postura y movimiento, conceptos como la tensegridad, sostén estructural mediante elementos tensionales, bloqueos, compensaciones, etc. son fruto del estado equilibrado o no de los elementos generadores de fuerza, los cuales unidos a los distintos tipos de palancas, fulcros, etc. del cuerpo humano provocan la expresión física del individuo en el espacio.

2.1. DEFINICION

Según la Real Academia (2001) la fuerza está definida como: (Del lat. fortīa).

1. f. Vigor, robustez y capacidad para mover algo o a alguien que tenga peso o haga resistencia; como para levantar una piedra, tirar una barra, etc.



Los elementos generadores de fuerza son los músculos, estructuras funcionales con capacidad contráctil, los cuales son capaces de aproximar segmentos articulares mediante el mecanismo de contracción muscular, provocando movimiento. Por tanto en nuestro cuerpo existe un equilibrio de elementos musculares de distinta, forma, función, que variara en base a los movimientos que solicitemos, es decir, el grado y localización de la sollicitación muscular de un jugador de tenis de 20 años será distinta a la de un nadador de 60 años.

Por tanto habrá que tener en cuenta el grado de exigencia y su localización con el fin de realizar un trabajo compensatorio que evite un desequilibrio desencadenante de una patología, así como un trabajo específico de aquellas estructuras que se vean sometidos a una mayor carga de trabajo y por tanto más expuestas a la sobrecarga.

2.2. UNIDADES ANATOMICAS

2.2.1. MUSCULO

(Prometheus, Panamericana 2013)

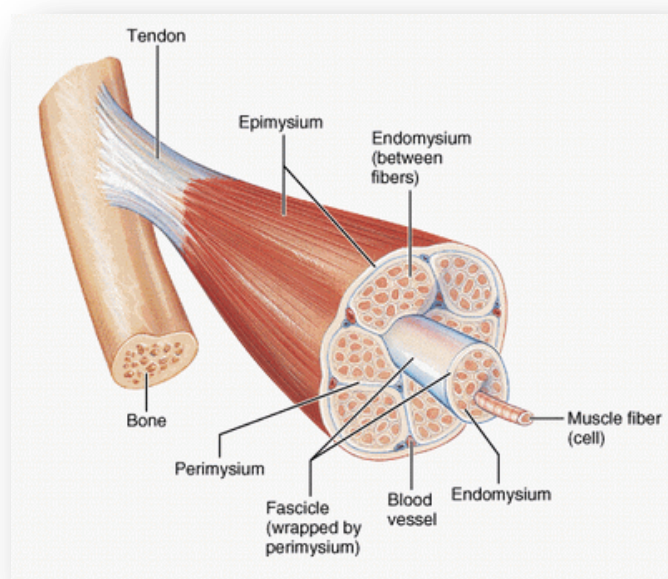
Constitución y función.

Según Shchünke y col (2013) el tejido conectivo se dispone en varias capas en diferentes planos, dichas capas se denominan como epimisio, perimisio y endomisio, de más externa a mas interna respectivamente, las capas están estrechamente ligadas entre sí, dando lugar a conexiones e interacciones que convierten al conjunto global en una unidad funcional.

Epimisio: tejido conectivo de naturaleza laxa, mas externo y situado justo por debajo de la fascia muscular.

Perimisio: tiene una gran importancia en la transmisión de fuerza de musculo a tendón, engloba varios fascículos denominados primarios en lo que se denomina fascículos secundarios, son visibles a vista normal y posee un grosor de varios milímetros, es lo que comúnmente se denomina “fibras de carne”

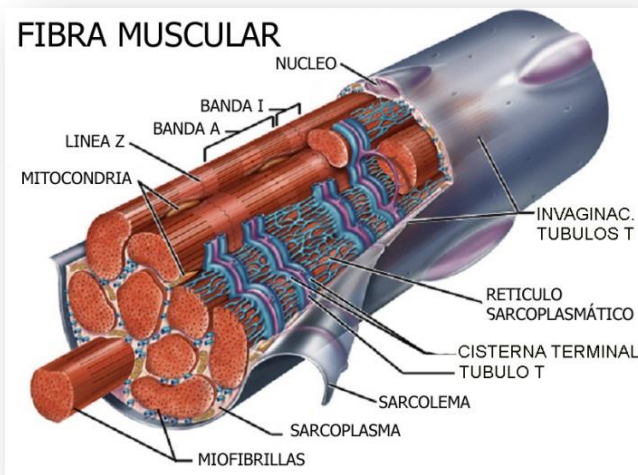
Endomisio: Es la capa o envoltura más interior de todas, su naturaleza interna lo hace importante frente a tensiones que pudieran provocar lesión, como desgarros musculares, es el responsable de envolver las estructuras a nivel celular formando los fascículos primarios mencionados anteriormente. A este nivel se constituyen las placas motoras, unidades funcionales responsables del movimiento, formadas por fibra muscular y la terminación nerviosa responsable de su inervación. La densidad capilar también pertenece a este nivel y es importante para el soporte energético de la estructura.



Fibra muscular

Según Shchünke y col (2013) las fibras musculares poseen un tamaño relativamente grande con un diámetro de 60 μm y una longitud que puede llegar a los 20 cm. Las estructuras dominantes son las miofibrillas, mitocondrias y los sistemas L y T.

El sistema L, de carácter longitudinal se compone de espacios huecos, retículo sarcoplasmático y túbulos longitudinales que representa una reserva de calcio y se dispone a lo largo de la miofibrilla.



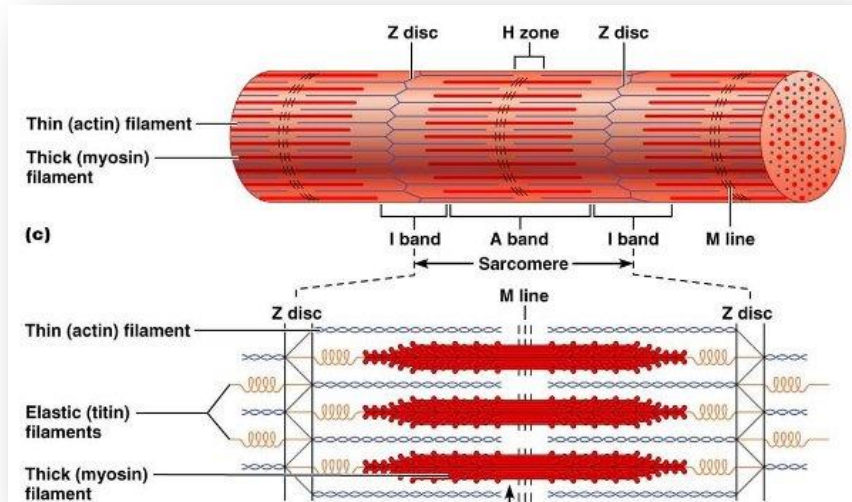
El sistema T, membranas celulares que se repliegan al interior celular formando túbulos transversales o túbulos T, lo que aumenta la superficie de la membrana celular, extendiéndose el espacio extracelular también a través del sentido transversal de la fibra, lo cual será clave en el mecanismo de contracción, posibilitando el desplazamiento del potencial de

acción a través de una mayor superficie y por tanto a la profundidad de la fibra muscular.

Constitución de un sarcómero

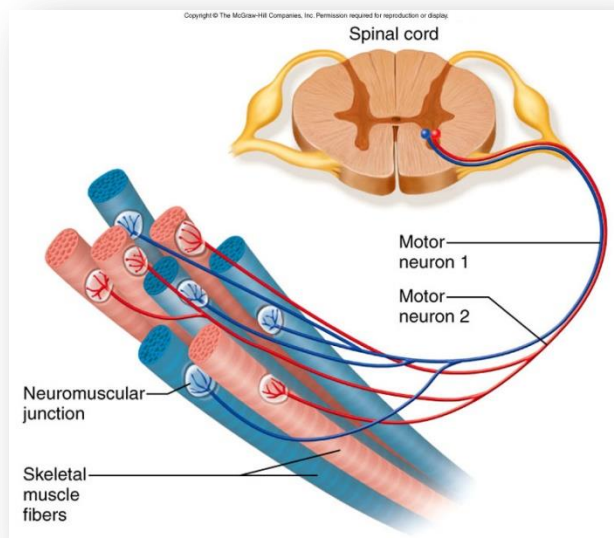
Según Shchünke y col (2013) bajo microscopio las fibras pueden mostrar unas bandas orientadas transversalmente. Es el resultado de la distribución de los diferentes componentes musculares, disposición de los filamentos de actina con los filamentos más gruesos de miosina. Los filamentos de actina y sus componentes auxiliares troponina y tropomiosina se unen mediante las llamadas bandas Z y los filamentos de miosina, mantenidos por la proteína elástica titina, se unen por las bandas M.

El filamento de miosina está constituido por diferentes partes denominadas cabeza, cuello y cola, dichos elementos actúan en la contracción muscular. Las cabezas de miosina emigran a través de los filamentos de actina, es esta acción la que provoca el acortamiento del sarcómero, este mecanismo de deslizamiento, fruto de sucesos en cadena cuya base es la rotura de ATP (Adenosin Tri Fosfato) y el aumento del Calcio intramuscular.



Unidad motora

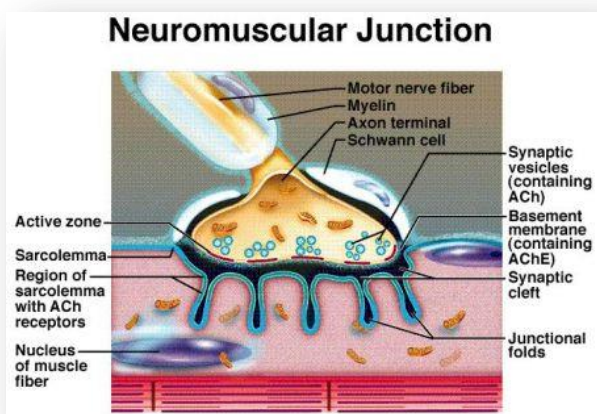
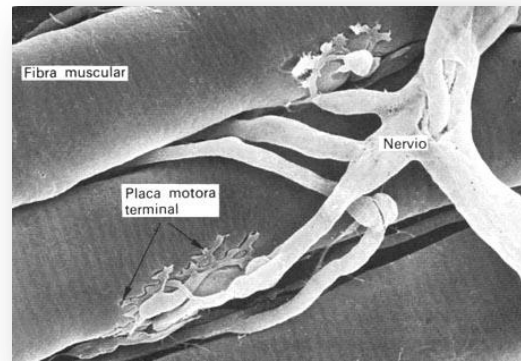
Según Shchünke y col (2013) es la totalidad de las fibras musculares inervadas por una moto neurona, existen unidades motoras de diferente tamaño y de diferente naturaleza reactiva, a saber de contracción rápida y de contracción lenta estando relacionado el tamaño pequeño hacia la rapidez y el tamaño grande hacia la acción lenta.



El menor número de fibras de la unidad motora tendrá como resultado una mayor finura en cuanto a control, debido a una mayor independencia nerviosa del conjunto muscular, por ejemplo musculatura de los dedos o el ojo, al contrario, grupos musculares cuya función es más tosca, sensibilidad menor, tenderán a estar inervadas por la misma fibra nerviosa una cantidad mayor de musculo.

Placa motora terminal

Según Shchünke y col (2013) región constituida por la región final de la fibra nerviosa, axón, y la superficie de membrana muscular susceptible de recibir el estímulo nervioso. El axón se ramifica en su tramo final, perdiendo la mielina y formando en cada rama una placa motora



terminal lugar de la sinapsis neuromuscular donde se provocará la liberación del neurotransmisor que provocará un cambio de potencial, responsable a la larga de la contracción muscular. El neurotransmisor es la acetilcolina.

2.2.2. TENDON

Según Kristic (Shchünke y col, 2013) El tendón se asienta sobre el paratendón, de naturaleza laxa y vascularizada, cada fascículo primario se recubre de peritendón interno, el cual está agrupado por el peritendón externo.

La función del tendón es transmitir la fuerza del tendón al hueso.

Tendones de presión y de tracción

Según Shchünke y col (2013) aquellos tendones cuya función es dar soporte a un mecanismo de tracción poseen fibras de orientación paralela de tejido conectivo, fibras de naturaleza y características recias.

Los tendones de presión se disponen en una orientación alrededor del hueso presentando fibrocartílagos en el lado óseo, su función es de punto de apoyo de la palanca.

2.2.3. FASCIA MUSCULAR

Según Shchünke y col (2013) son envoltorios de naturaleza conectiva que envuelven asegurando la forma y posición de los musculosa si como facilitan un buen deslizamiento de planos con el consiguiente rendimiento energético y su ahorro por la posible fricción.

2.2.4. HUESO

Elemento rígido y vascularizado, de naturaleza mineral (calcio) que sirve como protección, soporte y anclaje, entre ellos se conforman las articulaciones que pueden ser de distinta naturaleza en función del rango de movimiento. Son responsables de la génesis de estirpe celular (huesos largos), y susceptibles de cambiar en función del requerimiento que se solicite de ellos.

Un hueso largo está constituido por, Según Shchünke y col (2013) dos extremos distales o epífisis y una porción media o diáfisis, a su vez entre ellas se encuentra la metáfisis o zona de crecimiento, zona de riesgo en edades de crecimiento por su posible alteración en traumas y fracturas y por tanto con riesgo de un mal desarrollo óseo. Están vascularizados y en su interior se encuentra la medula, responsable de la génesis de estirpe celular.

2.2.5. ARTICULACION

Según Schünke y col (2013) los movimientos son variaciones de ubicación en el espacio, que se componen de un factor espacial y un factor temporal, esto otorga unos grados de libertad y un movimiento regular/irregular, respectivamente. Los músculos, tendones y ligamentos, son los elementos tensiles que dan soporte al sistema óseo y nos mantienen estabilizados. Las fuerzas que actúan son responsables de ser las causantes de una presión articular y su movimiento.

Movimiento de translación o desplazamiento: El móvil se desplaza a lo largo de una recta sin girar, todos los puntos recorren la misma distancia y dirección.

Movimiento de rotación: Los puntos se mueven en trayectorias circulares concéntricas y recorren distancias diferentes.

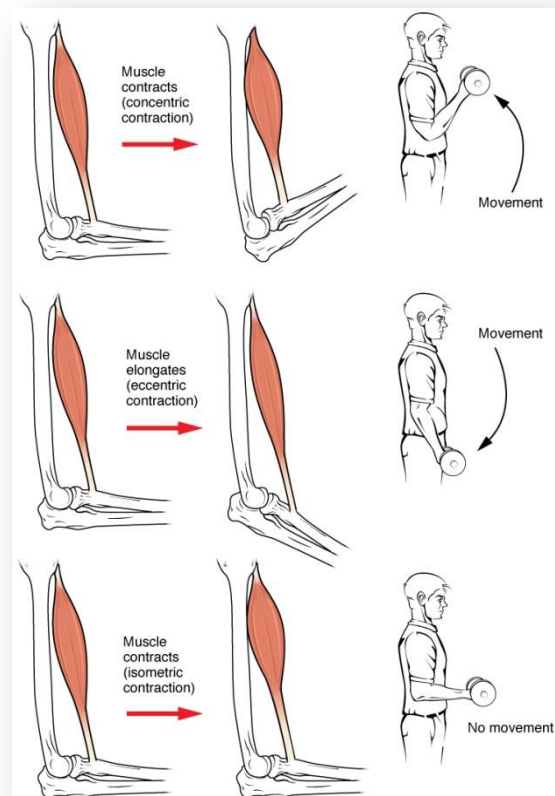
Combinaciones de deslizamiento y rotación: Las superficies articulares, habitualmente combinan ambos movimientos, en lo que se llama deslizamiento rodado, por ejemplo la articulación de la rodilla (femoro-tibial)

2.3. TIPOS DE FUERZA

Según Rodríguez (2011) la fuerza es uno de los factores de rendimiento deportivos, a través de sus múltiples manifestaciones de actividad motriz. Las formas en que se presenta son muy variadas, en función de los requerimientos de cada situación y circunstancia, el diseño de trabajos de fuerza, debe estar por tanto orientado hacia aquellos solicitamientos específicos a nivel funcional, con el fin de obtener el máximo rendimiento.

La fuerza, “Vigor, robustez y capacidad para mover algo o a alguien que tenga peso o haga resistencia; como para levantar una piedra, tirar una barra, etc. (RAE, 2001) podríamos decir, es un aumento de tensión entre dos o más segmentos articulares originada por el mecanismo de contracción muscular que tiene como objetivo el vencer una resistencia. Dicha resistencia puede tener tres resultados básicos:

- 1- La resistencia es menor a la fuerza muscular generada, los segmentos se acercan. **FUERZA CONCENTRICA**
- 2- La resistencia es igual a la fuerza muscular generada, los segmentos no se acercan ni se alejan. **FUERZA ISOMETRICA**
- 3- La resistencia es mayor a la fuerza generada, los segmentos se alejan. **FUERZA EXCENTRICA**



Según Rodríguez (2011) la producción de fuerza se basa en las posibilidades de contracción muscular, a nivel funcional de la reacción entre actina y miosina y la consecuencia en forma de desplazamiento que se genera, esta tensión junto con la resistencia a vencer determinaran el resultado del tipo de fuerza.

Según otra clasificación podemos dividir la fuerza en dos tipos (Rodríguez, 2011):

Fuerza estática, es aquella en la que se produce una tensión muscular sin que ello genere un cambio en la longitud de la estructura muscular y por tanto no se aprecia movimiento, la longitud permanece inalterada (isometría). Dicha manifestación de la fuerza tiene repercusiones a nivel circulatorio que deben ser tenidas en cuenta.

Fuerza dinámica, que produce una contracción isotónica o anisométrica con cambio de tensión y cambio de longitud asociado, dicho cambio de longitud puede realizarse en acortamiento (concéntrico) o en alargamiento (excéntrico)

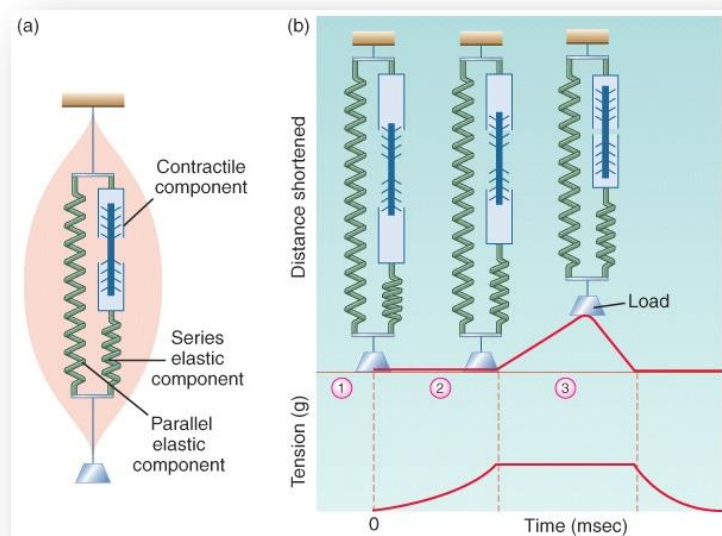
Es de señalar que las contracciones excéntricas son capaces de movilizar las cargas más altas aunque también son más sensibles a la lesión.

Las contracciones denominadas auxotónicas son, según Rodríguez (2011), las que se dan en la mayoría de las contracciones musculares “in vivo”, en las que ambos tipos, isométrica e isotónica.

Las contracciones isocinéticas son aquellas en las que, empleando maquinaria específica que mantiene estable la velocidad del movimiento independientemente de la fuerza de contracción muscular, con gran auge en el campo del entrenamiento, sobretodo en el ámbito de la fuerza explosiva y la rehabilitación (Rodríguez, 2011)

Otra clasificación podría realizarse en función de la interacción de las contracciones excéntrica y concéntrica, lo que supone las fuerzas activa y reactiva. Por fuerza activa nos referimos a aquella fruto

únicamente del acortamiento fruto de la contracción, un fenómeno básico de contracción muscular. Por otro lado la fuerza reactiva es aquella en la que los tejidos elásticos asociados a las estructuras musculares participantes, intervienen.



Un ciclo de estiramiento-acortamiento es producido cuando se acumula energía potencial durante la fase de alargamiento, la cual se añade a la fuerza generada durante la fase siguiente de contracción-acortamiento. Además, podemos añadir un componente de tipo nervioso, ya que si dicho ciclo de estiramiento-contracción se realiza suficientemente rápido, existen reflejos de defensa que añadirán energía al movimiento.

2.4. EXPRESIONES DE LA FUERZA

La fuerza puede también observarse desde un punto de vista funcional, en cuanto a que una vez generada la acción muscular pueden verse sus efectos en función de tiempo (resistencia a la fatiga) y distancia (velocidad) valores absolutos de carga (máximos) y relaciones entre ellos (potencia)

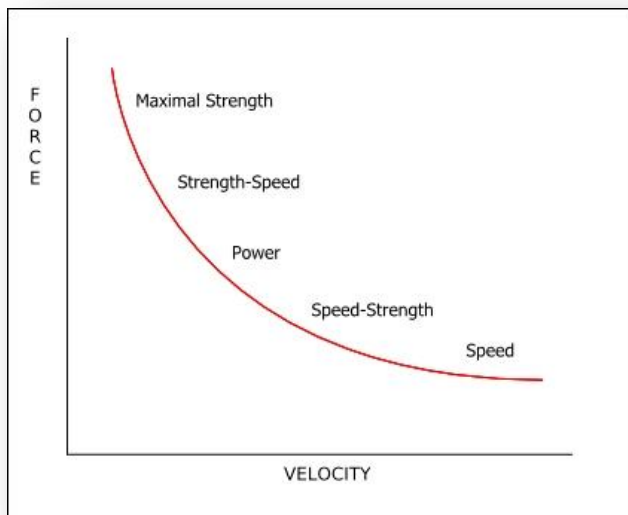
Desde un punto de vista funcional, son estas expresiones las que más adelante se utilizarán para realizar las acciones requeridas por el individuo, y en las que habrá que focalizar el entrenamiento en función de que expresión de la fuerza es la requerida para el patrón motor a trabajar.

Si bien es cierto que desde un punto de salud, un equilibrio entre todas ellas es lo más aconsejable es cierto que desde un punto de vista práctico existen perfiles de personas para los cuales determinadas expresiones de la fuerza resultan más difíciles de entrenar, a saber, un octogenario realizará un trabajo de fuerza máxima adaptado y muy controlado, muy distinto al que podría trabajar un individuo de 20 años, sin embargo es importante recalcar que una concepción clásica de por ejemplo, trabajar solo fuerza resistencia a partir de determinada edad nos sabe a poco, las limitaciones debidas a estructuras más sensibles a la lesión o simplemente por edad son solo eso, limitaciones, no son motivo excluyente para poder realizar trabajos de intensidad exigente siempre, y aquí es donde entra el profesional del deporte, que se tenga un control preciso de la actividad.

Un desarrollo de fuerza deberá abarcar todas sus expresiones, tendiendo hacia aquellas que sean más solicitadas por los requerimientos diarios, entre los que podríamos incluir los competitivos, del individuo en cuestión.

La fuerza en relación a la movilización de resistencias, según Rodríguez (2011) es el resultado de la combinación de la resistencia a vencer y la tensión muscular generada, la relación entre ambas dará lugar a parámetros de carga/velocidad en las que surgirán clasificaciones de fuerza muscular.

La relación de naturaleza inversa entre fuerza y velocidad, provocara que pequeñas



cargas sean desplazadas a gran velocidad, y grandes cargas a velocidad lenta, en añadidura los fenómenos de fatiga serán distintos en los diferentes modelos teorico-practicos, todo ello tenido en cuenta a la hora de diseñar un programa de entrenamiento.

FUERZA RESISTENCIA

Expresión de la fuerza en relación del tiempo previo a la fatiga ante cargas bajas, tipo de fuerza relacionado con gestos o patrones ciclos de naturaleza continua que se pretenden mantener en el tiempo.

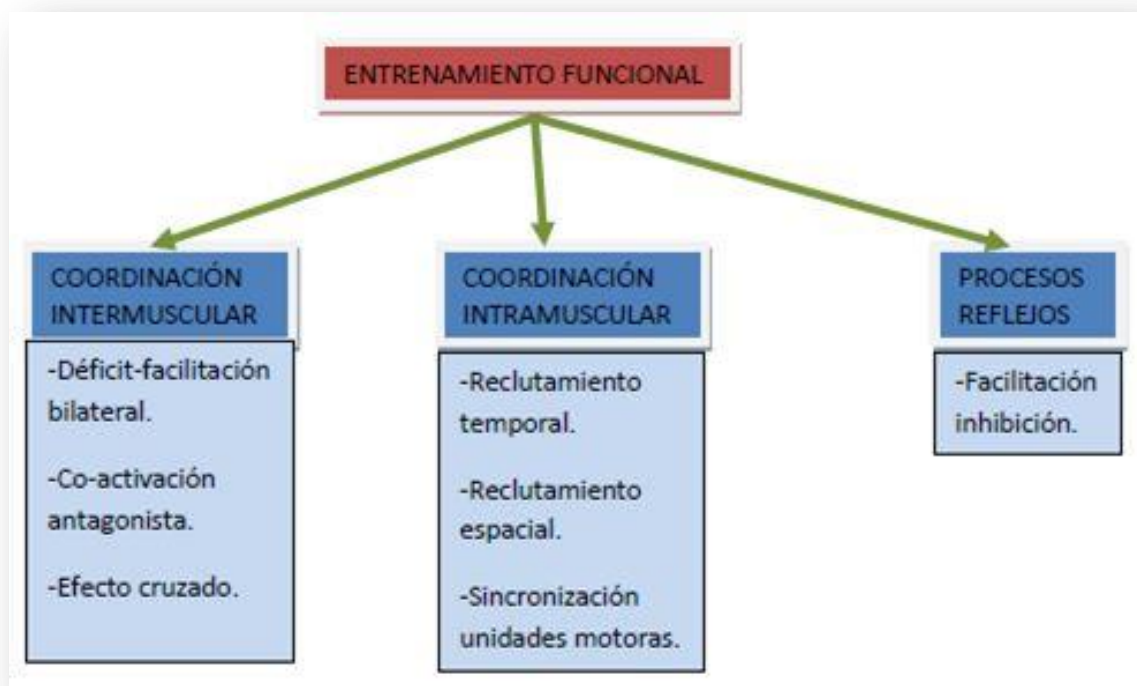
La resistencia puede ser dinámica, con movimiento o estática, con mantenimiento fijo de una posición.

FUERZA MAXIMA

La fuerza máxima “es la mayor expresión de fuerza que el sistema neuro-muscular puede aplicar ante una resistencia dada” (Rodríguez, 2011) Puede darse el caso de que la resistencia sea insuperable (elemento inmóvil) de fuerza posible generada dando lugar a fuerza máxima estática, o dinámica si existe desplazamiento.

Cuando no legamos a alcanzar el máximo teórico hablamos de fuerza por debajo del máximo o submáxima, la cual puede expresarse también de manera estática o dinámica, y la cual se expresa en términos de porcentaje habitualmente. La relación entre intensidad del esfuerzo y el tiempo de trabajo es clave a la hora de orientar el trabajo.

Según Rodríguez (2011) la fuerza máxima depende de tres factores susceptibles de ser mejorados a través del entrenamiento, a saber, sección transversal muscular (hipertrofia), la coordinación intermuscular o estabilidad agonista/antagonista, en la que la actividad de un músculo provoca la relajación del antagonista (fenómeno de inhibición recíproca) lo que facilita la acción agonista al no tener que vencer la resistencia del músculo antagonista, y por último la coordinación intramuscular, en la que el número de unidades motoras que el individuo es capaz de reclutar y su acción coordinada influirán en la cantidad de fuerza generada.



FUERZA POTENCIA

Dentro de la relación de carga y velocidad encontramos un rango medio en el cual el individuo mantiene unos valores altos de ambos factores, es decir movilización de cargas submáximas a alta velocidad o concepto de potencia.

Dicha expresión de la fuerza es la más solicitada a nivel deportivo y por tanto la más trabajada, el objetivo principal de muchos métodos de entrenamiento específicos.

Cuando tendemos a dar mayor importancia a la velocidad que a la carga, sin por ello descender a valores de carga muy bajos, hablaremos de fuerza velocidad, mientras que si tendemos hacia la carga en detrimento de la velocidad hablaremos de fuerza explosiva.

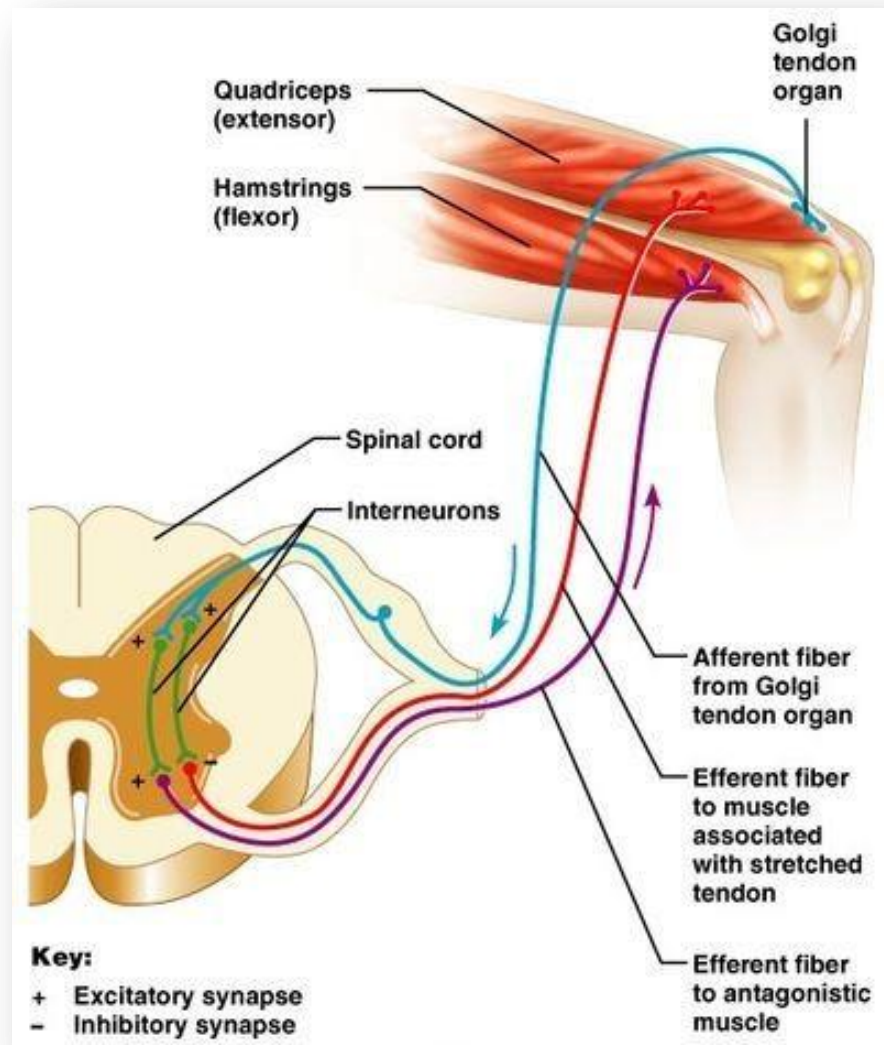
Algunos autores (Rodríguez, 2011) denominan fuerza explosiva lo mismo que fuerza velocidad, aunque mencionando que la carga a superar va a determinar la preponderancia de la fuerza o la velocidad en la ejecución del gesto.

Según Rodríguez (2011) el tipo de fibras va a tener una gran repercusión en la manifestación de la fuerza, siendo las fibras de alta velocidad, blancas tipo 2 de naturaleza anaeróbica las que tienen un papel protagonista, al contrario que las fibras rojas tipo 1.

Existen matices que establecen la diferencia de fuerza explosiva y fuerza rápida, señalado que “la fuerza explosiva supone la superación de resistencias que no alcanzan el límite mediante la aplicación de la máxima aceleración (potencia), mientras que la fuerza rápida es la aplicación de una aceleración por debajo de la máxima para superar una resistencia similar a la anterior” (Rodríguez, 2011)

Los elementos elásticos tienen una gran importancia en el ámbito de la fuerza potencia, puesto que en el movimiento explosivo, dada su naturaleza rápida se establecen los ciclos estiramiento acortamiento, interviniendo los mecanismos de defensa, acúmulos de energía potencial et. Ya mencionados. De esta forma surge una fuerza explosivo-elástica y explosivo-elástico-reactiva que según Rodríguez (2011) suponen una subclasificación de fuerza, la pliometría a la que define como “ la capacidad de alcanzar una fuerza máxima eliminando en este caso el matiz de movilización de altas resistencias y aplicando la consideración el mayor estímulo producido) en un periodo de

tiempo lo más corto posible, en virtud de la energía acumulada en los procesos de estiramiento-acortamiento musculares” (Rodríguez, 2011) En definitiva la energía potencial elástica de elementos no contráctiles, el efecto “muelle”



Cuando hablamos de fuerza explosivo-elástico-reactiva entra en juego el factor nervioso, esta contracción debe realizarse en un periodo de tiempo muy pequeño, y por tanto es en esta en la que el reflejo miotático (Golgi, huso muscular) entra en juego, aumentando considerablemente la contracción consiguiente. De no ser la fase estiramiento-acortamiento suficientemente rápida, se perderá el reflejo a nivel nervioso (Rodríguez, 2011)

3. CONCEPTO DE PROPIOCEPCION

Una buena propiocepción es indispensable para la correcta ejecución de un patrón motor, puesto que si no sabemos de manera correcta donde nos encontramos con respecto al medio, y la posición del cuerpo respecto al mismo así como la posición de los diferentes partes y segmentos unos respecto de otros, la acertada sincronización del patrón biomecánico será muy difícil de realizar resultando desde una pérdida de rendimiento a la más completa imposibilidad de realización del gesto.

La propiocepción posee varios elementos que la hacen posible, los diferentes receptores espaciales con las vías pertinentes de comunicación a nivel nervioso así como los centros de procesamiento de datos y por último los elementos generadores de movimiento que corregirán la postura en función de las necesidades del momento.

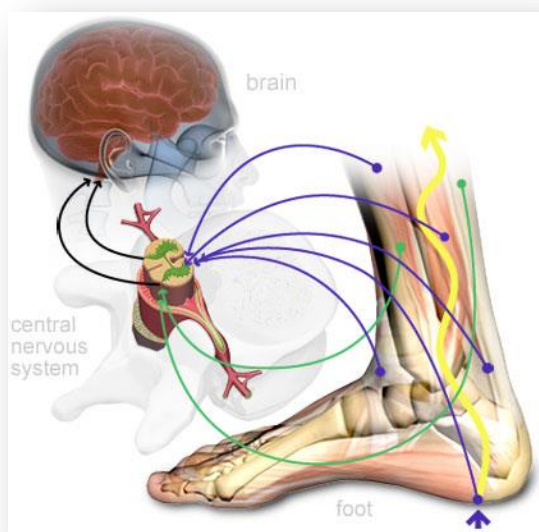
3.1. DEFINICION

Entendemos la propiocepción como la capacidad del cuerpo de detección de movimiento y posición de las articulaciones, especialmente importante en los movimientos que realizamos diariamente y en el gesto deportivo (Tarantino, 2009)

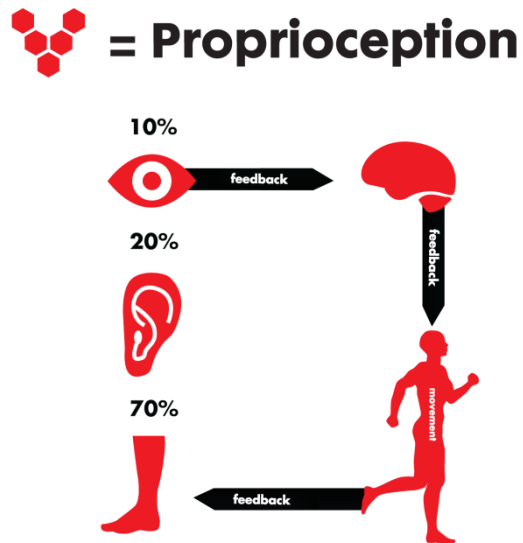
Desde un punto de vista más cercano, la propiocepción es la habilidad de controlar el cuerpo en el espacio, la percepción de nuestro cuerpo respecto al medio exterior y respecto al resto del cuerpo, muy asociado al equilibrio.

Sistema propioceptivo, según Tarantino (2009) compuesto de receptores situados a nivel muscular, ligamentoso y articular que detectan parámetros de tensión y

estiramiento muscular (aparato de Golgi y husos musculares) mandando la información a medula y cerebro para su procesamiento, los cuales envían al sistema muscular el mensaje de naturaleza correctiva para que ajuste de manera correcta los grados de tensión y estiramiento para conseguir el efecto deseado. Es un proceso muy rápido y subconsciente, de naturaleza refleja.



La amputación de un miembro conllevará la pérdida de todos esos elementos, con lo cual el proceso de percepción y control corporal se verá enormemente afectado, dicho grado de afectación será mayor o menor en función de la extensión de la pérdida, así como del grado de implicación del miembro perdido en las diferentes actividades.



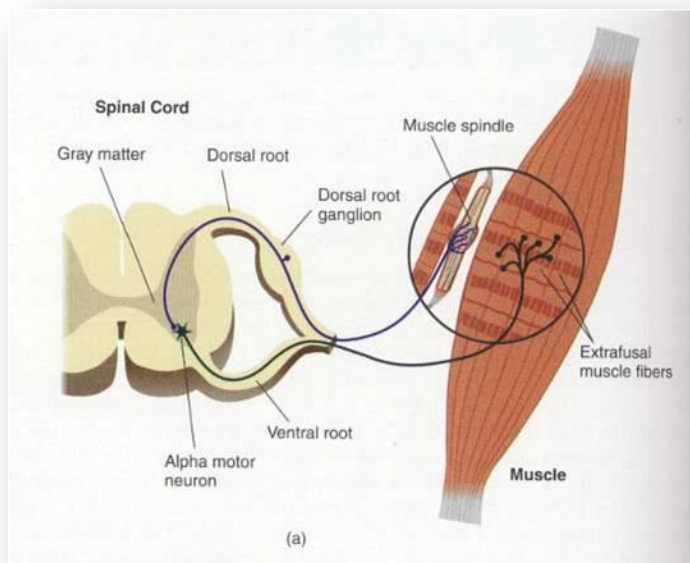
Un factor a tener en cuenta es la prótesis, la cual tendrá unas propiedades mecánicas que pueden variar en función de marca y modelo, y a las que el individuo deberá aprender a adaptarse, o mejor dicho, su cuerpo deberá reeducarse en la consecución de un nivel propioceptivo adecuado con las limitaciones que supone la pérdida de un miembro y con la variable de una prótesis que puede ser cambiada con el tiempo, llegando a casos en los que el mismo individuo dispone de diferentes prótesis para realizar diferentes tareas.

3.2. BASE FISIOLÓGICA

HUSO MUSCULAR

Integrado en la estructura del músculo es estimulado mediante estiramientos en grado suficientemente fuerte. Mide la longitud y su estimulación mecánica así como la velocidad a la que se aplica (Tarantino, 2009) parámetros asociados a un movimiento potencialmente lesivo, por tanto su función es inhibir la musculatura antagonista liberando tensión al descender la resistencia del grupo muscular contrario facilitando el movimiento.

El reflejo miotático, reflejo de protección ante un estiramiento brusco, provoca la contracción refleja del músculo intentando impedir el alargamiento de las fibras.

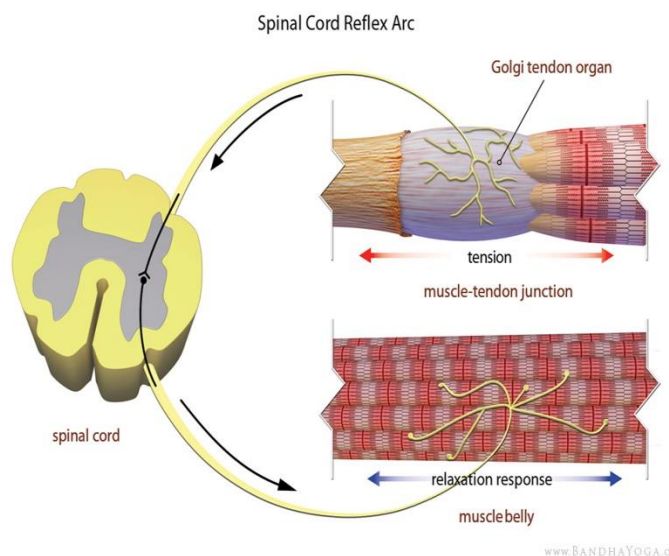


La información también repercute a nivel sinergista, provocando una mejor interacción de los grupos musculares implicados hacia el rendimiento.

La relación del huso muscular a nivel de los grupos agonistas /antagonistas es tomada en cuenta en numerosas técnicas de estiramiento (Facilitación Neuromuscular)

ORGANOS TENDINOSOS DE GOLGI

Receptor sensorial situado en el nivel tendinoso que mide la tensión generada por la acción muscular, se activan cuando la tensión alcanza niveles a considerar por riesgo de compromiso estructural, un reflejo de protección, según Tarantino (2009), ante excesos de tensión que produce una relajación de las fibras musculares.



RECEPTORES CAPSULARES, LIGAMENTOSOS Y CUTANEOS

Según Tarantino (2009), la carga que soportan las articulaciones en relación a la tensión muscular activa una serie de receptores en la capsula articular capaces de detectar la posición y movimiento de la articulación implicada.

A nivel de la piel obtienen información sobre el tono muscular y movimiento contribuyendo a establecer una ubicación espacio-temporal, principalmente en las extremidades donde son muy numerosos.

4. AMPUTACION TRANSTIBIAL

4.1. DESCRIPCION

La lesión investigada en este proyecto es la amputación transtibial o infracondílea, la cual viene caracterizada por la pérdida de estructuras por debajo de la rodilla, manteniendo una flexo-extensión fruto de los grupos musculares superiores.

Dicha lesión tiene como consecuencia directa la pérdida de apoyo de una pierna y por tanto de la habilidad de locomoción, en casos de amputaciones bilaterales dicha restricción es total ya que, de manera natural, sin ayudas, el individuo queda sin ningún apoyo sobre el que realizar el gesto de andar, correr, trepar etc., el mero hecho de “estar de pie” es literalmente imposible al no poseer los pies. Las causas más comunes para una amputación son de origen metabólico o por trauma.

Los pronósticos de estas lesiones son mucho mejores debido al aumento del conocimiento de técnicas y procesos de atención de estos casos así como su cirugía, así mismo el nivel tecnológico a nivel médico y protético es fundamental en el buen desarrollo durante y posterior al evento causante de la lesión, existen casos en lo que se ha conseguido reimplantar alguna extremidad aunque con éxito moderado, siendo la regeneración a nivel nervioso el factor que limita el conjunto.

4.2. CIRUGIA

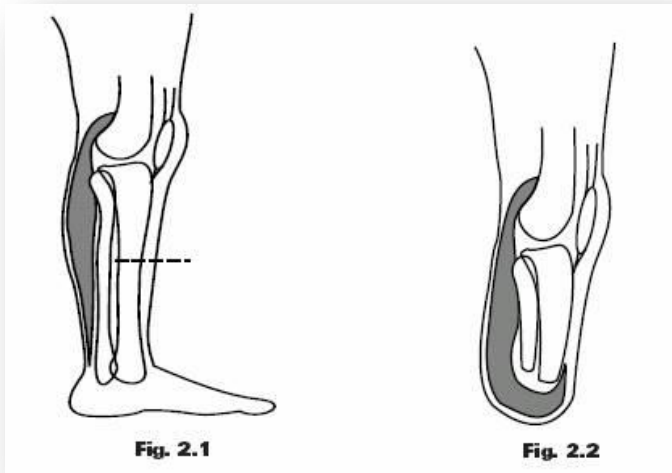
La amputación es un proceso que puede darse de manera inesperada, debido a un trauma, o de manera quirúrgica debido a diversas causas pero que todas llevan a la misma situación, la pérdida del miembro es la solución para mantener la calidad de vida del paciente, y en algunos casos la vida.

Las razones por las que se puede realizar este procedimiento son a nivel general, casos traumáticos, deficiencias a nivel circulatorio, infección, tumores, casos graves de quemaduras y casos de lesiones que no llegan a cicatrizar.

Cualquier cirugía conlleva unos riesgos, los más generales son el desprendimiento de un coágulo, conflictos cardiorrespiratorios y control de hemostasia. A nivel de una cirugía de amputación dada su naturaleza los factores de riesgo son a nivel de infección ya sea hueso o cualquier estructura expuesta y la cicatrización del muñón.

Es la cicatrización y proceso de formación de callo en el muñón piezas clave para la

adaptación posterior del individuo (interfaz socket-muñón), por otro lado los procesos de contractura articular, que limita el movimiento en la articulación más cercana y el dolor de miembro fantasma son consecuencias de la pérdida del miembro.



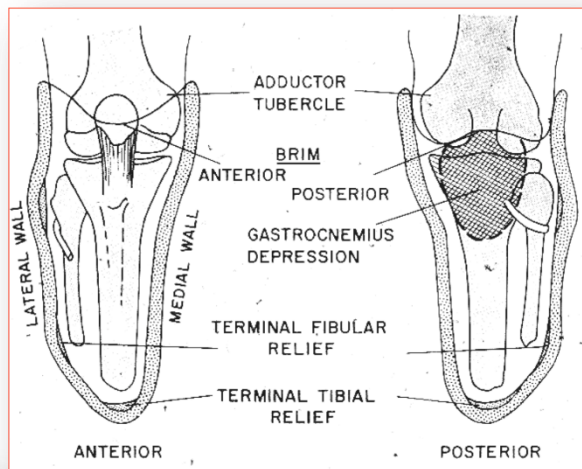
A continuación expondré un texto real explicativo relativo a un caso real.

“Contestando a tu pregunta te diré que los músculos y tendones con los que cuentas para mover el muñón son:

-Tendón rotuliano que te hace extender la rodilla.

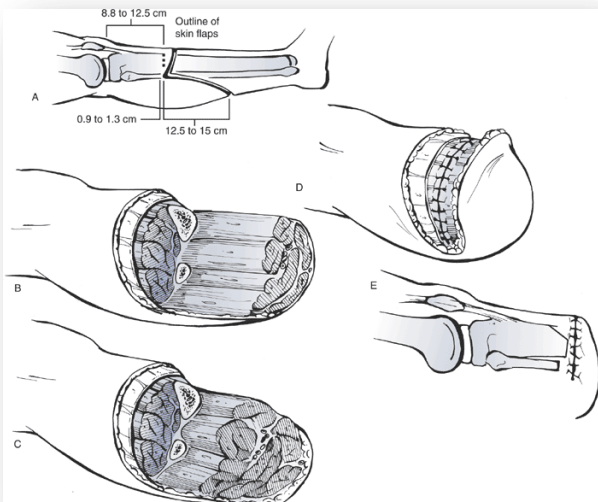
-Bíceps femoral que es un flexor de rodilla.

-Isquiotibiales: Semitendinoso, semimembranoso y recto interno.



Son flexores de rodilla.

Músculos que han sido seccionados en la amputación y que han servido en parte para reconstruir el muñón:



-Gemelos y soleo, se unían en el tendón de Aquiles y sirven para dar el paso y ponerse de puntillas.

-Peroneo lateral corto y largo. Servían para estabilizar el tobillo y mover el pie hacia afuera.

-Tibial Anterior y Extensor largo de los dedos del pie, servían para echar el pie en dorsiflexión, hacia arriba y mover los dedos del pie..

-Tibial posterior, Flexor largo de los dedos y flexor del dedo gordo, servían para mover los dedos y el pie hacia abajo.

Queda alguno pero sin importancia.

Todos estos músculos, los últimos, servían para mover en pie y solo te quedan restos que carecen de valor funcional y no los puedes ejercitar de ninguna manera. Lo que quede son restos atróficos, solo sirven para recubrir un poco el muñón y poco más.

Los que puedes ejercitar son los primeros. ”

(Descripción, caso real, amputación transtibial bilateral, S.A.B.)

4.3. DESCRIPCIÓN DE LAS ESTRUCTURAS AFECTADAS

Según Schünke y col (2013) podemos describir las siguientes estructuras a distintos niveles.

4.3.1. NIVEL OSEO:

Tercio distal de tibia y peroné, huesos del tarso (astrágalo, calcáneo, cuboides, escafoides, primera, segunda y tercera cuñas, 1er, 2º, 3er y 4º metatarsianos, falanges proximal y distal del 1er dedo y falanges proximal, media y distal de los dedos. Función de soporte, segmentos articulares, sostén y anclaje de elementos tensiles.

4.3.2. NIVEL MUSCULAR:

Grupo muscular extensor y grupo peronéo:

- M. tibial anterior:

Origen: Dos tercios superiores de la cara lateral de la tibia.

Inserción: Superficie medial y plantar del hueso cuneiforme medial (1ª cuña)

Función: Flexión de tobillo (Extensión dorsal del pie)

- M. extensor largo de los dedos:

Origen: Cóndilo lateral de la tibia y borde anterior y cabeza del peroné.

Inserción: aponeurosis dorsal de los dedos 2º a 5º

Función: Extensión dorsal (tobillo) y eversión, a nivel de los dedos de los pies, extensión.

- M. extensor largo del dedo gordo:

Origen: Tercio medio de la cara lateral del peroné.

Inserción: Falange distal del 1er dedo.

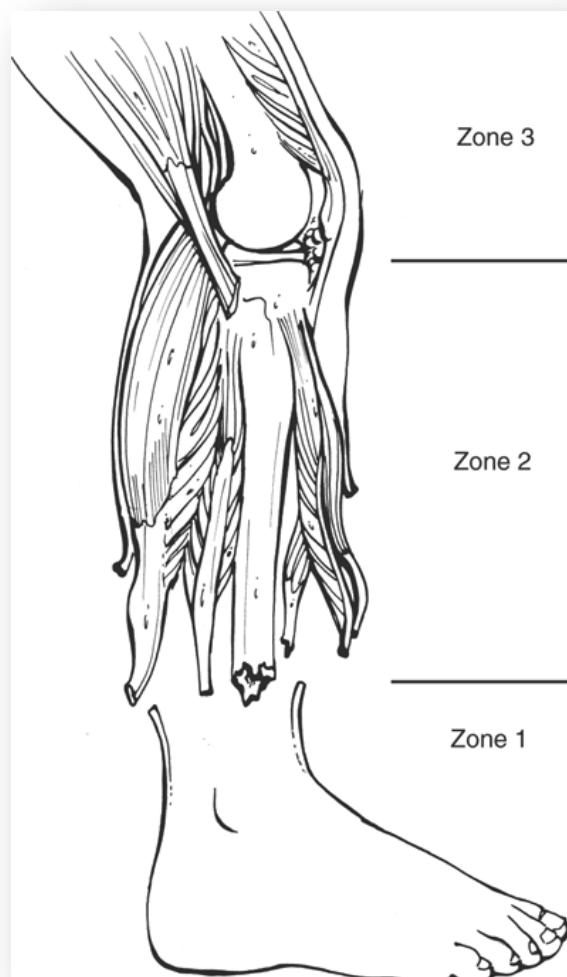
Función: Extensión dorsal talo-crural (tobillo, eversor e inversor en función de la posición de partida del pie, y extensor del 1er dedo.

- M. peronéo largo:

Origen: Cabeza del peroné.

Inserción: Cara plantar de la 1ª cuña

Función: Flexor plantar, eversor y sostén de la bóveda plantar.



- M. peroné corto:

Origen: Mitad distal lateral del peroné.

Inserción: Tuberosidad del 5º metatarsiano.

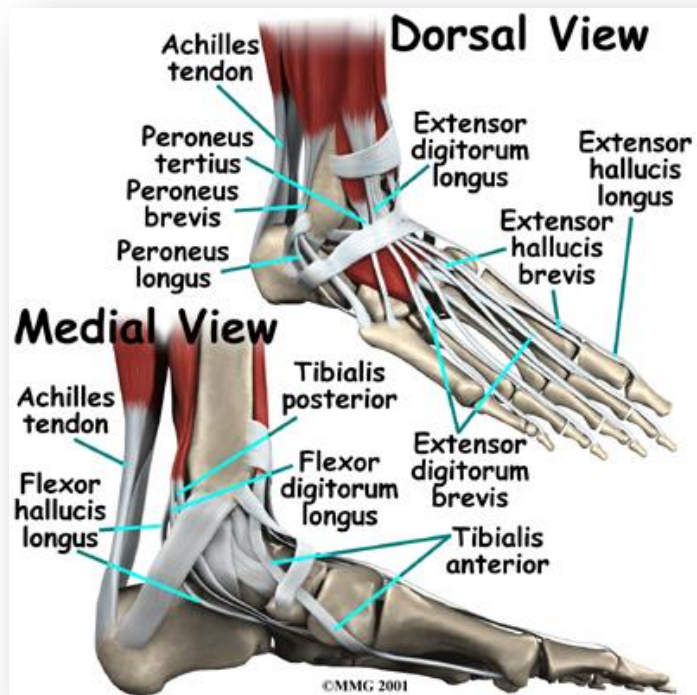
Función: For plantar talo-crural y eversor.

- M. tercer peronéo:

Origen: Parte distal anterior del peroné.

Inserción: Base del 5º metatarsiano.

Función: Extensión dorsal y pronación.



Grupo de flexores superficiales:

- M. tríceps sural:

Origen: M. soleo: cara dorsal de cabeza y cuello de peroné.

M. gastrocnemio: Cabeza medial, epicóndilo medial de fémur, cabeza lateral, epicóndilo lateral del fémur.

Inserción: (de ambos) A través de tendón de Aquiles o calcáneo en tuberosidad calcáneo.

Función: Flexión plantar, inversión y flexor de rodilla. Algunos autores establecen que el m. tríceps sural es extensor de rodilla en los últimos grados de extensión en cadena cinética cerrada.

Grupo de flexores profundos:

- M. tibial posterior

Origen: Posterior de la pierna bordes de tibia y peroné.

Inserción: A nivel de escafoides, 1ª, 2ª y 3ª cuñas y bases de los metatarsianos 2º a 5º, cara plantar.

Función: Flexión plantar, inversión y sostén de bóveda plantar.

- M. flexor largo de los dedos:

Origen: Tercio medio posterior tibial.

Inserción: Bases de las falanges 2ª a 5ª cara plantar.

Función: Flexor plantar, inversor, flexor de los dedos 2º a 5º.

- M. flexor del primer dedo:

Origen: Dos tercios distales posteriores de peroné.

Inserción: Base de la falange distal del 1er dedo.

Función: Flexión plantar, inversor y flexor del 1er dedo.

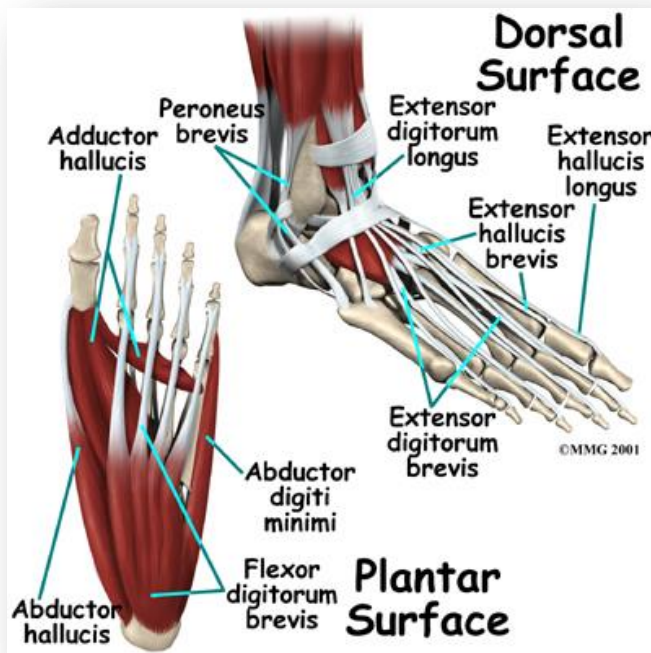
Grupo de músculos cortos del pie:

- M. extensor corto de los dedos:

Origen: cara dorsal del calcáneo.

Inserción: Bases de las falanges medias de dedos 2º a 5º a nivel dorsal.

Función: Extensión dorsal de los dedos 2º a 5º.



- M. extensor corto del primer dedo:

Origen: Cara dorsal del calcáneo.

Inserción: A nivel dorsal, base de la falange proximal del 1er dedo.

Función: extensión dorsal del 1er dedo.

- M. abductor del dedo gordo:

Origen: Tuberosidad calcánea.

Inserción: Base de la falange proximal del 1er dedo.

Función: Flexión y abducción del 1er dedo, contribuye a la tensión de la bóveda plantar.

- M. flexor corto del dedo gordo:

Origen: 1ª y 2ª cuñas, Lig. calcáneo-cuboideo plantar.

Inserción: cabeza medial y lateral acaban en la base de la falange proximal del 1er dedo.

Función: Flexor del 1er dedo, contribuye a la tensión de la bóveda plantar.

- M. aductor del dedo gordo:

Origen: Cabeza oblicua, metatarsianos 2º a 5º, cuboides y 3ª cuña.

Cabeza transversa, a nivel articular metatarsiano de los dedos 3º a 5º.

Inserción: Base de la falange proximal del primer dedo.

Función: Flexión y aducción del 1er dedo, sostén longitudinal y transversal de las cabezas oblicua y transversa respetivamente.

- M. abductor del quinto dedo:

Origen: Lateral e inferior de la tuberosidad calcánea.

Inserción: Falange proximal del 5º dedo y 5º metatarsiano.

Función: Flexor y abductor del 5º dedo.

- M. flexor corto del quinto dedo:

Origen: Base del 5º metatarsiano

Inserción: Base de la falange proximal del 5º dedo.

Función: Flexor del 5º dedo.

- M. oponente del quinto dedo:

Origen: Ligamento plantar largo y vaina tendinosa plantar del m. peroné largo.

Inserción: 5º metatarsiano.

Función: Conduce al 5º metatarsiano hacia plantar y medial.

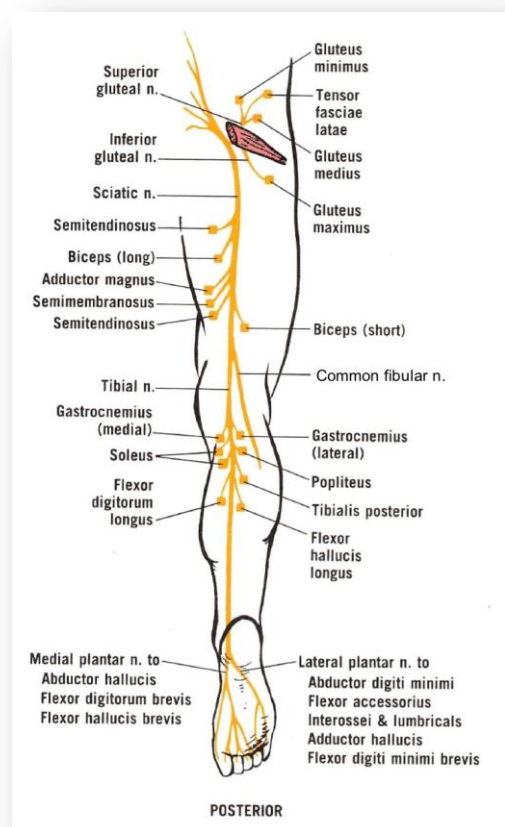
Musculatura intrínseca del pie.

4.3.3. NIVEL NERVIOSO:

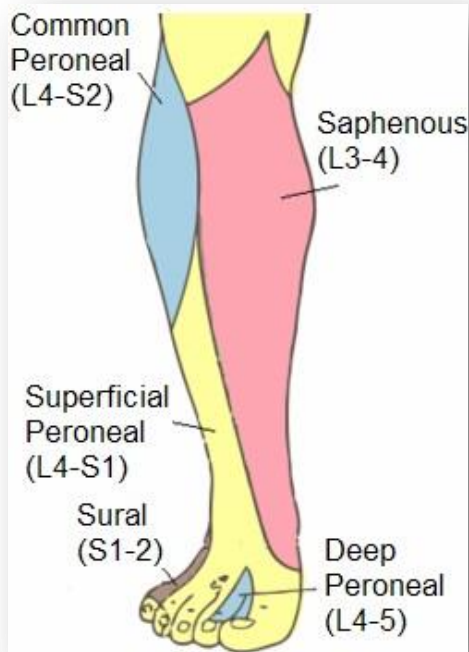
Nervio peronéo común, L4-S2. Rama sensitiva: n. cutáneo sural lateral, R. comunicante peroné.

N. peroné superficial: M. peroné largo, m. peroné corto. Rama sensitiva n. cutáneo dorsal medial, n. cutáneo dorsal intermedio.

N. peroné profundo: M. tibial anterior, m. tercer peroné, m. extensor largo de los dedos, m. extensor corto de los dedos, m. extensor largo del dedo gordo, m. extensor corto del dedeo gordo. Rama sensitiva: n. cutáneo lateral del dedo gordo, n. cutáneo medial del segundo dedo.



N. tibial, L4-S3: M. tríceps sural, m. plantar, m. poplíteo, m. tibial posterior, m. flexor largo de los dedos. Rama sensitiva: n. cutáneo sural medial, Rr. Calcáneos laterales, Rr. Calcáneos mediales, n. cutáneo dorsal lateral.



N. plantar medial: M. flexor largo del dedo gordo, m. abductor del dedo gordo, m. flexor corto de los dedos, m. flexor corto del dedo gordo (cabeza medial). Rama sensitiva: Nn. Digitales plantares propios.

N. plantar lateral: Mm. Lumbricales, m. aductor del dedo gordo, m. flexor corto del dedo gordo (cabeza lateral), m. cuadrado plantar, m. abductor del quinto dedo, m. flexor corto del quinto dedo, m. flexor corto el quinto dedo, m. oponente del quinto dedo, mm. Interóseos plantares y mm. Interóseos dorsales. Rama sensitiva: Nn. Digitales plantares propios.

4.3.4. NIVEL ARTICULAR:

Articulación tibio-peronéa-astragalina.

Articulación peronéo-tibial.

Articulaciones propias del pie: Mediotarsiana o de Chopart: Astrágalo- Escafoides, Calcáneo-Cuboides, tarso-metatarsiana o de Lisfranc:

EL PIE: A nivel funcional he querido recalcar que el problema fundamental es la supresión del apoyo, el pie, unidad funcional que ejerce en última instancia la fuerza de sostén y desplazamiento de la bipedestación.

4.4. DESCRIPCION DE LOS MOVIMIENTOS SUPRIMIDOS

(Schünke y col, 2013)

Eje de movimiento de la Art. de tobillo, flexión plantar/extensión dorsal: discurre a través del eje transversal con una amplitud de 20-30° en extensión dorsal a -40-50° en flexión plantar.

Eje de movimiento de la Art. de tobillo, inversión/eversión: discurre a través del eje anteroposterior y dentro del plano frontal o coronal, la inversión se aplica a un movimiento similar a la supinación y posee un grado de amplitud de unos 20° mientras que la eversión se asemeja a un movimiento de pronación y posee una libertad de unos 10°.

Eje de movimiento de la Art. de tobillo, abducción/aducción: discurre por el eje longitudinal y en el plano transversal, algunos autores combinan los movimientos de supinación/pronación con los de aducción/abducción conformando el movimiento de inversión/eversión.

Determinados movimientos del tobillo añadido a la movilidad de las articulaciones propias del pie pueden modificar los grados de movimiento.

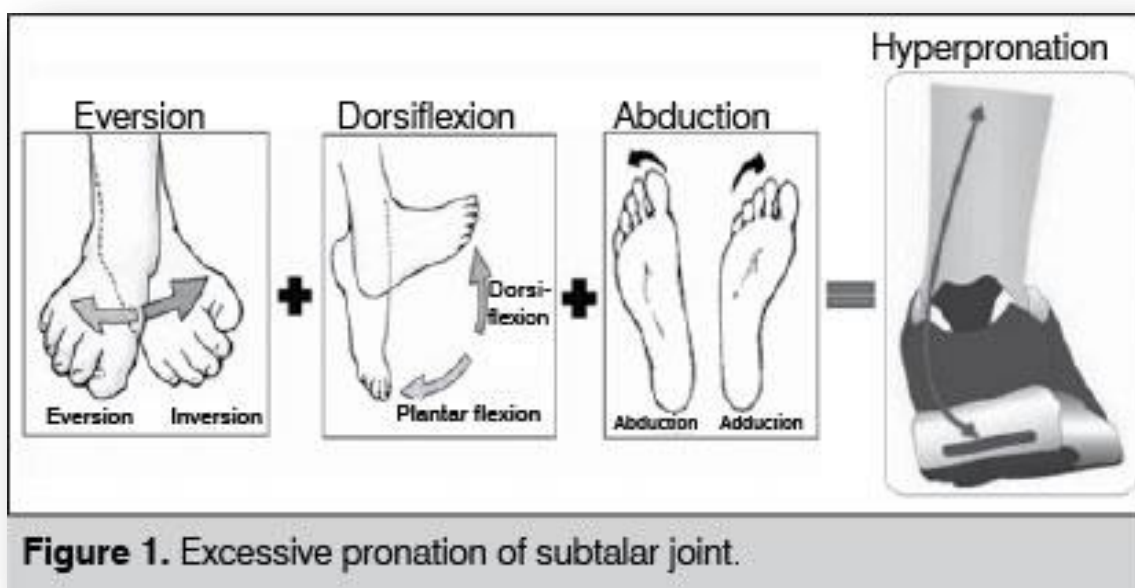


Figure 1. Excessive pronation of subtalar joint.

4.5. BREVE HISTORIA Y EVOLUCION DE LAS PROTESIS

Una prótesis se define según la Real Academia de la Lengua como: (Del gr. *πρόθεσις*).

1. f. Med. Procedimiento mediante el cual se repara artificialmente la falta de un órgano o parte de él; como la de un diente, un ojo, etc.
2. f. Aparato o dispositivo destinado a esta reparación.

Existen evidencias que, desde tiempos antiguos han existido intentos de sustituir partes del cuerpo que por una u otra razón han sido eliminados, el antiguo Egipto ofrece lo que se conoce como la primera prótesis de dedo gordo funcional del mundo (Norton, 2007), en el año 424 a.C. Herodoto relata como un vidente persa fue condenado a muerte pero escapó, al cortarse su propia pierna y sustituirla por un elemento de madera con el que ando 30 millas, se conoce una pierna artificial pechada en el 300 a.C. en Capúa, Italia, hecha de bronce, hierro y madera de tipo infracondílea, Plinio el Viejo, académico romano, escribió sobre un general romano de la Segunda Guerra Púnica (218-210 a.C.) que carecía de un brazo y tenía una mano de hierro diseñada para sostener el escudo y poder participar en la batalla.



Durante la Edad Media, el avance en la tecnología protésica fue muy pequeño, factores históricos derivaron en un descenso del nivel cultural y el caos reinante debido a la caída de la unidad otorgada por el Imperio Romano fueron claves en el desarrollo cultural y tecnológico.

En la época renacentista el saber adquirió unos niveles que facilitaron que la ciencia médica volviera a presentar numerosos descubrimientos, redescubrir los saberes antiguos sobre la tecnología protésica fue un verdadero avance, así como la tecnología en el uso de materiales como el acero junto al hierro, bronce y madera.

En 1508 se logró crear manos con una tecnología de carácter avanzado (Norton, 2007) dicha mano podía ser manejada mediante la manipulación de cierres y muelles. Alrededor de 1512 existe un testimonio de un cirujano italiano que observó a un amputado de miembro superior bilateral que “se quitó el sombrero, abrió su bolsa y firmo con su nombre” (Norton, 2007)

En 1800, el londinense James Potts, diseño una prótesis con articulación artificial de rodilla y pie articulado, conocida como “Anglesey Leg” debido a que el Marques de Anglesey utilizo dicha prótesis tras perder la pierna. Numerosas mejoras se realizaron a partir de este momento añadiendo mecanismos diversos, muelles, tejidos elásticos, etc.

En 1863, a manos de Dubois Parmlee, el socket de succión fue utilizado por primera vez en el ámbito de las prótesis. Diversas mejoras fueron realizadas en este siglo, tanto estéticas, como funcionales a nivel de ingeniería como de materiales.



El campo de la guerra ha sido desde siempre el germen de cada impulso desarrollador en el campo protésico, para los americanos, fue la Guerra Civil Americana la que en primera instancia durante la época moderna impulso el desarrollo a nivel quirúrgico y postquirúrgico lo que provocó el inicio de la discusión de la comunidad científica que dio lugar con el tiempo a la American Orthotic & Prosthetic Association.

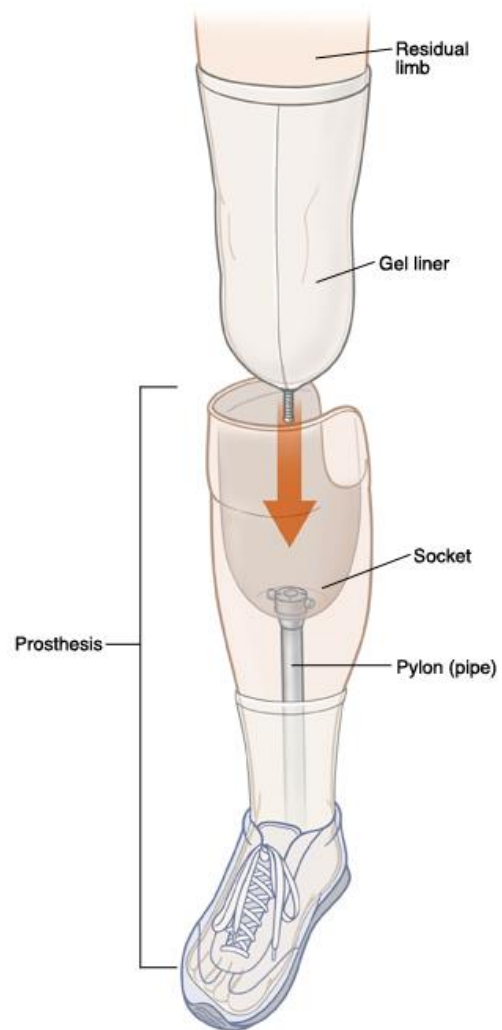
La guerra de Vietnam y siguientes conflictos han sido los principales responsables de ir poniendo de manifiesto las lacras de los diversos tipos de prótesis con el consiguiente impulso investigador y desarrollador que nos ha llevado hasta el día de hoy.

En los tiempos actuales, materiales muy elaborados y mecanismos cada vez más complejos y de tamaño más pequeño permiten el desarrollo de prótesis de una alta calidad, incluso existen modelos que hacen uso de electrónica y robótica, todo con el fin de intentar obtener un resultado óptimo para que el paciente pueda obtener una calidad de vida lo mejor posible.

4.6. ELEMENTOS CLAVE A NIVEL PROSTETICO

La configuración del socket se considera elemento clave en el campo de las prótesis debido a que el socket (liner) duro o blando es la interfaz inmediata entre el miembro artificial y el cuerpo. Un socket no confortable o inefectivo rebaja la función de otros componentes incluso si estos son altamente avanzados. (Eshraghi y col, 2013)

He querido en este apartado mencionar un aspecto fundamental a la hora de trabajar con un sujeto amputado, la interfaz socket-muñón. Dicha unión es la que se compone del muñón el cual se recubre de un liner a modo de “calcetín, pudiendo tener este liner diversas propiedades, según Sanders y col (2004) los diferentes tipos tienen diferentes propiedades mecánicas, grado de compresión, elasticidad, fricción y deformación. Todo ello hace que influya notablemente en el desarrollo de una buena unión. Existen estudios que han comparado diferentes combinaciones de liner y sistemas de anclaje, todos con el mismo objetivo, comprobar como los diferentes modelos y combinaciones actúan a nivel funcional (Coleman y col, 2004)

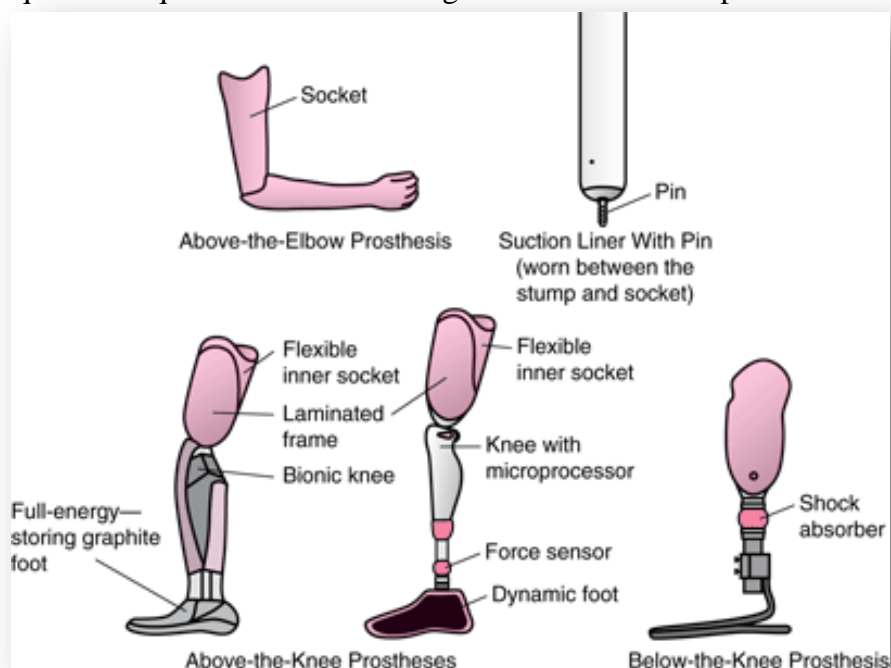


En cuanto al muñón, no solo hay que tener en cuenta que cada amputación es diferente a las demás, pueden desarrollarse formas más cilíndricas o cónicas, pero las distancias y desarrollo postquirúrgico serán distintos así como la naturaleza de cada individuo, dando lugar a extremidades residuales diferentes. Dichas extremidades deberán ser concienzudamente medidas para diseñar y desarrollar un molde (socket) que soporte el muñón y lo una al mecanismo replicador de la extremidad.

Existen numerosos estudios (Zachariah y col, 2004, Arjan y col, 2006, Sanders y col, 2007) que explican diversas técnicas de medición dada la complejidad de medir tridimensionalmente un muñón, esto es por dos razones principales, uno cambios a largo plazo del muñón y ciclos volumétricos diarios, que provocan que el muñón no siempre tenga la misma forma y dos, la propia alteración de forma del muñón de un estado normal a cuando el muñón se introduce dentro del propio socket.

Así mismo diferentes tipos de socket que tienen propiedades pasivas o activas pueden alterar de distinta manera el flujo de líquido dentro del muñón alterando su volumen (Sanders y col, 2011) Todo ello hace que el mero hecho de hacer un molde para poder crear un socket que no provoque molestias al paciente sea sumamente complicado.

Tecnologías de socket como cámaras de aire, cámaras de fluido, suspensión asistida de vacío o el uso de sockets de naturaleza ajustable han sido tenidos en cuenta como posible solución y estrategias de acomodación, pero, hay que incidir en que existe el factor de funcionalidad, que es el que al final va a otorgar la calidad de la prótesis (Sanders y Fatone, 2011)



La mala conexión Socket-muñón puede derivar además de una falta de funcionalidad parcial o total, en una agresión a las estructuras biológicas del muñón provocando úlceras o heridas, siendo este tema tratado en estudios (Traballesi y col, 2012) y campo de futuros estudios en el campo protésico en cuanto a la relación de dichas lesiones con el tipo de socket usado y la posible aplicación a favor del paciente de unos tipos u otros.

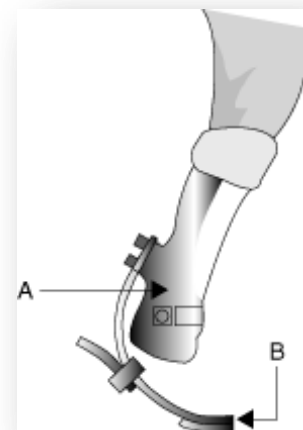
Otros componentes que se han visto estudiados (Lass y col, 2013, Gaard & Konz, 2003)) son las estructuras de unión del socket con el pie artificial, el cual, a modo de “hueso” puede tener unas características que en principio están más orientadas al soporte y conexión, pero que tienden hacia un componente más elástico y a la absorción de impacto así como contribución a la movilidad.

Según Gholizadeh y col (2014) existen modelos protésicos de coste reducido que pueden superar unos estándares mínimos pen relación a la funcionalidad y comodidad, en contraste con la vertiente actual de creación de sistemas más complejos y caros.

4.7. RUNNING SPECIFIC PROSTHESES (RSP), PROTESIS ESPECIFICAS DE CARRERA.

Las prótesis específicas de carrera (PEC) están diseñadas para replicar la naturaleza de cuasi muelle de las piernas biológicas (bioL) durante la carrera (McGowan y col, 2012), su diseño y materiales difieren de otras prótesis de funcionalidad orientada a las actividades de la vida diaria (AVD). Por tanto las repercusiones biomecánicas de las mismas serán diferentes, parámetros como el tiempo de contacto o la fuerza ejercida contra el suelo se modifican en estos casos.

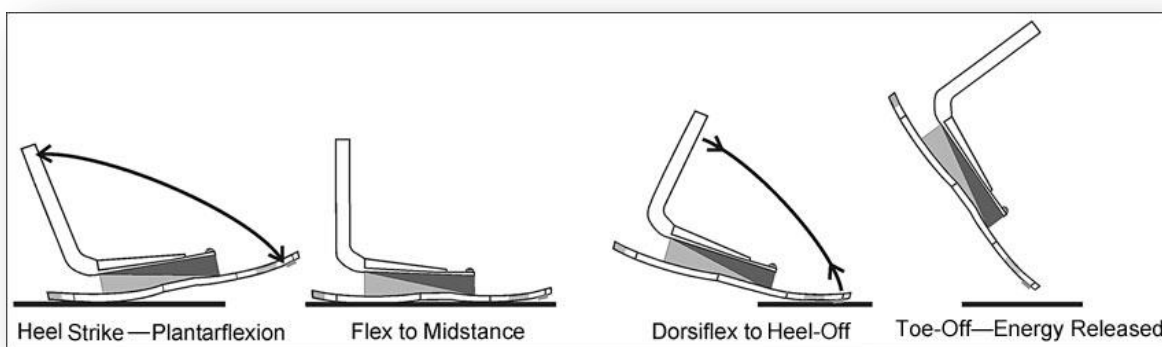
Según McGowan y col (2012) la mecánica del centro de gravedad del cuerpo de los sujetos amputados difiere de los no amputados de manera significativa y se utilizan diferentes estrategias para lograr máximas velocidades de carrera.



Mientras que la naturaleza reactiva de la pierna biológica surge de la acción combinada de reflejos neuronales, contracción muscular y la naturaleza elástica de los elementos tensiles, el usuario de una PEC utilizará a nivel distal solo la naturaleza elástica (efecto muelle) de la prótesis.

Debido al pequeño número de atletas amputados y todavía menor si buscamos casos bilaterales (McGowan, 2012), los estudios son escasos por lo que los resultados deben ser tenidos en cuenta con la debida moderación.

A pesar de que las PEC consiguen que el usuario se acerque a una mecánica cercana a la biológica está por ver que adaptaciones a nivel nervioso son necesarias, debido a la naturaleza elástica de la pierna biológica y su complejidad se hace necesaria la mejora del comportamiento del material utilizado así como la mecánica del tobillo durante la carrera.



Según Weyand y col (2009) se puede hipotetizar sobre tres factores que diferencien al corredor amputado del no amputado, primero, u coste metabólico menor al tener que activar menos musculatura, segundo, debido a que las prótesis no entran en fatiga podríamos pensar que se podrá mantener más tiempo el tope de velocidad, y tercero, debido a que las PEC están diseñadas para emular el efecto muelle que realizan los miembros biológicos, podríamos pensar que la biomecánica de la carrera será similar.

Es curioso mencionar que, a través de la evolución, animales como el caballo, el antílope, la avestruz han perdido musculo esquelético en el segmento distal de sus extremidades y únicamente utilizan la naturaleza elástica de los mismos (Weyand y col, 2009)

En cuanto a la primera hipótesis no se pudo llegar a una conclusión significativa, en gran parte debido a la dificultad técnica para medir niveles energéticos, para la segunda hipótesis el resultado fue que los tiempos de mantenimiento de velocidades máximas es similar en ambos grupos, teniendo en cuenta que si hay diferencias en las fases de la carrera como la salida y la aceleración posterior. Para la tercera hipótesis Weyand y col (2009) obtienen una biomecánica totalmente distinta para ambos grupos, siendo muy pequeña a velocidades menores y aumentando en relación al incremento de velocidad.

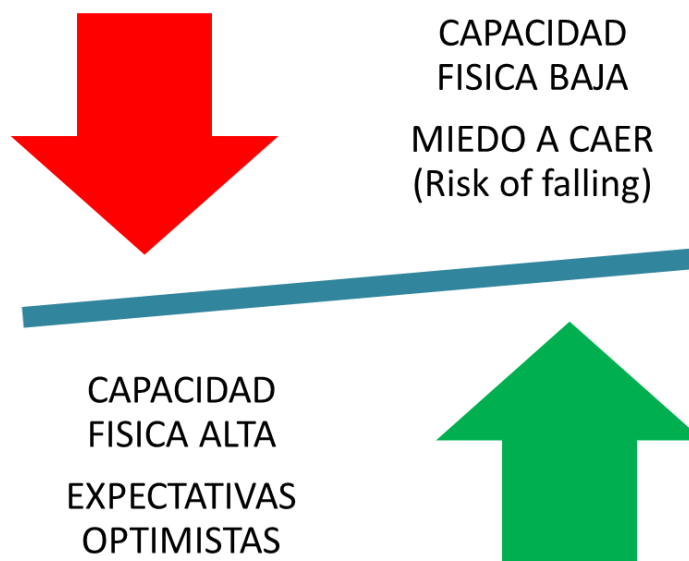
5. LA MARCHA

La clave estriba en que la sustracción de estructuras y su sustitución por otras de carácter artificial con características que aspiran a ser similares conlleva un cambio importante a nivel funcional.

Dichos cambios se traducen en una biomecánica de la marcha en la que el individuo se adapta a su nueva condición mediante gestos compensatorios.

Personas con amputaciones recientes de miembro inferior continuaran adaptándose usando un miembro protésico durante las AVD durante su vuelta al trabajo y participación en actividades recreacionales incluyendo deporte y ejercicio. Estas adaptaciones pueden conducir a cambios en las habilidades físicas del amputado y seguramente tendrán un efecto en las AVD. (Barnett y col, 2013)

La adaptación del individuo tendrá también unos efectos psicológicos que estarán ligados a resultados físicos por ejemplo:



El rendimiento en gesto de la marcha de pacientes amputados depende del estado de la tecnología aplicada al campo de la protésica, la funcionalidad como objetivo principal dirigirá a los componentes para que se produzcan mayores mejoras de los individuos. (Su y col, 2010)

5.1. BIOMECANICA DE LA MARCHA

Considerando el movimiento dentro del plano sagital, los movimientos propios del paso son, a nivel de cadera flexo extensión, a nivel de rodilla, flexo extensión y a nivel de tobillo flexión dorsal y plantar

Partiendo de la base biomecánica de A. Kapandji (2010) podemos describir el fenómeno de la marcha.

5.1.1. FASES DEL MOVIMIENTO

1- El paso inicial

El primer tiempo del paso inicial conlleva un desplazamiento lateral de pelvis hacia el lado del apoyo y una elevación de la hemipelvis contraria, se produce un desplazamiento del centro de gravedad hacia el lado del apoyo liberando de carga el lado que iniciara el paso.

En el segundo tiempo del paso inicial se produce una contracción de extensores de la cadera (grupo isquiotibial) de apoyo propulsando la pelvis hacia delante, inicio de una caída hacia delante, este movimiento se frena mediante el tríceps sural del apoyo que limita la flexión (dorsal) del tobillo.

De forma simultanea los flexores de la cadera contraria propulsaran la rodilla hacia delante y los flexores del tobillo elevaran los dedos (toe off), dicho movimiento es muy importante ya que evita el roce de la punta del pie con el suelo y por tanto la evasión de obstáculos que condenaría el avance hacia una caída.

Steppage: perdida de la capacidad de “toe off” por parálisis muscular

Esta primera fase consta por tanto de una caída inicial y de una propulsión en apoyo más elevación del miembro libre.

2- Paso oscilante (Swinging phase)

El paso inicial constituye el inicio de un fase de apoyo unilateral, en la que el miembro libre se desplaza hacia delante en equilibrio y con el objetivo de realizar un siguiente apoyo adelantado y avanzar.

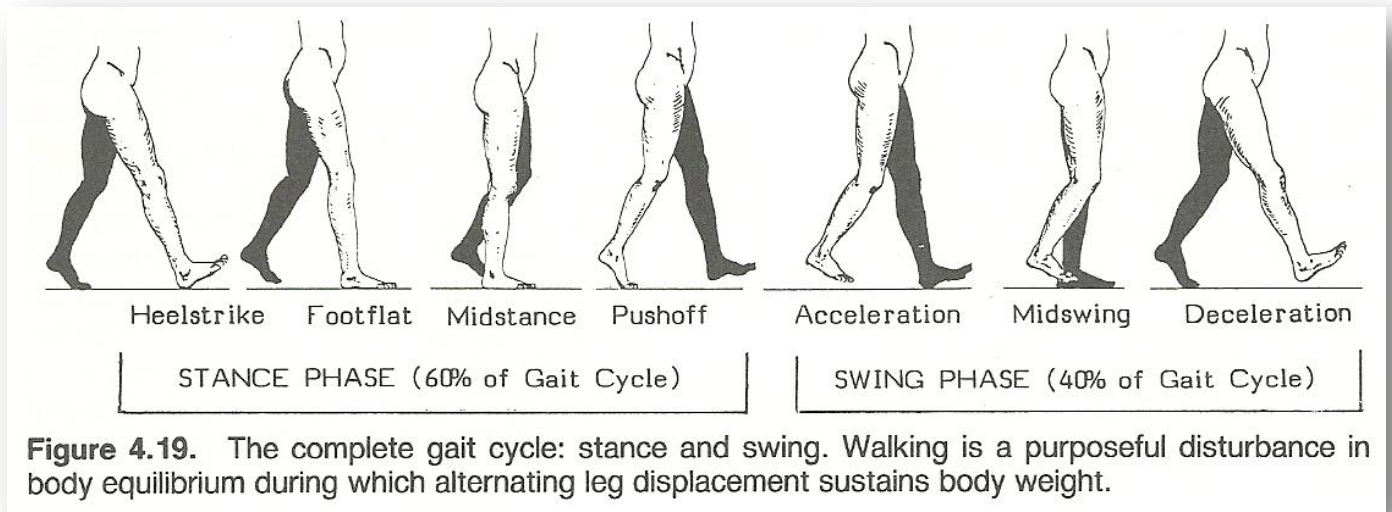
Podemos discernir dos fases:

A: Fase unipodal, en la que se produce una transferencia de fuerza (impulso motor) desde el talón y mediante la extensión de tobillo hasta los dedos y en especial el dedo gordo del paso portador (apoyo)

B: Durante esta fase el miembro oscilante pasa de tras hacia delante mediante la acción de una flexión de cadera, acortándose el miembro por una flexión de rodilla y tobillo antes de lanzarse contra el suelo en busca de apoyo con el talón.

Existe una breve fase bipodal en este momento en la cual se recibe el suelo y está en marcha la dinámica de impulso motor mientras que el que era miembro en apoyo inicia su elevación pélvica para iniciar su paso inicial.

A nivel de este trabajo hay que considerar claves las acciones a nivel de tobillo, por la naturaleza de la lesión y las estructuras (y por tanto sus funciones) ausentes.



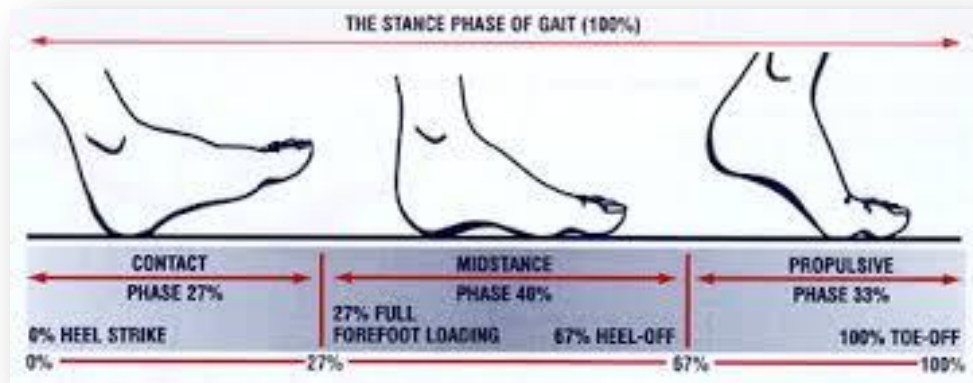
5.1.2. EL DESARROLLO DEL PASO

El miembro de apoyo, a nivel de pie, efectúa lo que se considera el desarrollo del paso, que está constituido por tres puntos principales de apoyo.

A: Punto de contacto posterior delimitado por el talón (a nivel óseo h. calcáneo) que supone el aterrizaje del cuerpo contra el suelo con las consiguientes transmisiones de cargas y fuerzas.

B: Un punto de apoyo más anterior a nivel del arco del pie (a nivel óseo cabeza de h. 1er metacarpiano) en el momento de contacto de toda la planta del pie y recepción de la fuerza de impulso procedente de la extensión de tobillo.

Un punto de apoyo más anterior en el que la flexión del dedo gordo contribuye al impulso motor. Hay que mencionar que los puntos de apoyo deben permanecer fijos en el suelo, ya que de lo contrario no existiría anclaje del talón y se provocaría la caída.



Desglosándolo en fases podremos observar:

Llegada del talón al suelo, recepción de fuerzas y restablecimiento del equilibrio. Acción frenada por flexores de tobillo, sobretodo tibial anterior.

Aplanamiento de la planta del pie, o de la bóveda plantar, que soporta el peso del cuerpo, amortiguado por músculos plantares, pasando de una posición posterior a una más anterior.

Primer impulso motor, mediante la acción del tríceps sural y soporte de los músculos plantares.

Segundo impulso motor, músculos flexores de los dedos y en especial del dedo gordo mientras el tríceps sural mantiene su contracción.

5.1.3. MUSCULOS DE LA MARCHA EN RELACION CON LAS FASES DEL MOVIMIENTO

Según Kapandji (2010) podemos hacer una relación de grupos musculares implicados.

1- Llegada del miembro oscilante:

Flexión de la cadera, m. iliopsoas

Flexión de rodilla, m. Isquiotibial, m. Bíceps Femoral

Flexión de tobillo, m. Tibial Anterior

3- Contacto inicial con el suelo con el talón

Fin de la flexión de la cadera, desactivación m. Iliopsoas

Extensión de rodilla, m. Cuádriceps

Fin de la flexión de tobillo, desactivación de Tibial Anterior

4- Apoyo monopolar vertical

Acción estabilizadora del m. Cuádriceps

Inicio de contracción de m. Glúteo Mayor

5- Desequilibrio anterior

Extensión de cadera, m. Glúteo Mayor, m. Isquiotibiales.

Equilibrio AGONISTA/ANTAGONISTA con el m. Cuádriceps

Flexión de tobillo, m. Tibial anterior, en sinergia con m. Glúteo Mayor.

6- Primer impulso motor.

Extensión persistente de cadera, m. Glúteo Mayor, m. Isquiotibiales.

Extensión persistente de rodilla, m. Cuádriceps femoral.

Extensión de tobillo, m. Tríceps Sural, n. Flexores de los dedos.

7- Segundo impulso motor

Refuerzo de m. Cuádriceps, m. Glúteo Mayor, m. m. Isquiotibiales, m. Tríceps Sural, m. flexores de los dedos, en especial m. Flexor Largo del primer dedo.

8- Inicio de la oscilación

Retracción del miembro oscilante, flexión de rodilla, m. Cuádriceps, flexión de tobillo, m. Tibial Anterior.

Flexión de cadera, m. Iliopsoas.

9- Oscilación hacia delante

Refuerzo de las acciones anteriores y relajación del m. Isquiotibial.

Extensión de rodilla, m. Cuádriceps

Elevación de los dedos, mm. Extensores de los dedos.

10- Llegada al suelo e inicio de un nuevo ciclo

5.2. BIOMECANICA DE UN SUJETO AMPUTADO

Si bien no existe consenso general en como una amputación afecta a la calidad de vida (Barnett y col, 2013) es obvio que supone una limitación importante que afecta al individuo en útiles aspectos.

La biomecánica de la marcha de un sujeto amputado presenta adaptaciones fruto de la carencia de estructura y su función lo que conlleva un estudio detallado de la misma a la hora de diseñar un programa de trabajo orientado a la mejora ya sea de su funcionalidad diaria así como un posible rendimiento especializado deportivo.

La amputación transtibial unilateral posee más literatura de estudio que la amputación bilateral (Su y col, 2010) sin embargo con motivo de este estudio hare hincapié en esta última situación, por encontrarme en situación de tratar con un caso real.

De manera general podemos decir que comparados con sujetos no amputados los sujetos amputados transtibiales bilaterales (ATB) andan a menor velocidad de paso, su paso es más corto y más ancho, y presentan un aumento de movimiento de cadera y una disminución en la flexión de rodilla, así como por supuesto una limitación en la dorsiflexión plantar en la fase de apoyo.

Las deficiencias de las prótesis son clave en la observación de estos parámetros, pudiendo influir factores como la articulación artificial de tobillo, sistema de unión o socket, y el grosor del liner.

Asimetrías en el paso son comunes en personas con amputación unilateral caracterizadas por un paso relativamente grande en longitud, tiempo de apoyo pequeño y mayor tiempo de balanceo (swing phase), el rango de dorsiflexión plantar del miembro amputado es menor que el del miembro sano. (Su y col, 2010)

Muchas de las características observadas en amputados unilaterales transtibiales (AUT) son también observadas en los ATB, sin embargo las personas con amputación unilateral tienen la oportunidad de compensar con el miembro sano, para dar un componente de extensión al paso, aunque ello sea base de asimetría y descompensación.

Debido a la disminuida habilidad para compensar que poseen los ATB, el estudio de estos casos específicos puede ayudar a la identificación de carencias y al desarrollo de componentes prostéticos (Su y col, 2010)

En los estudios observados, los individuos suelen pertenecer a determinados perfiles, ya que la amputación es en gran parte a problemas metabólicos, y una parte menor a trauma, por tanto la población joven susceptible de entrenamiento deportivo es menor, y por tanto los datos analizados son de personas que ya de entrada pertenecen a estratos poblacionales los cuales no se caracterizan por ser muy activos.

El posible gasto energético es un factor a tener en cuenta también, al no ser capaz el sujeto de realizar una marcha natural, las compensaciones realizadas generan un gasto aproximado del cuarenta al ciento veinte por ciento más en los sujetos amputados que en los sujetos no amputados.

En algún estudio (Su y col, 2010) los datos muestran que determinados individuos hacen necesaria la utilización de bastón como apoyo en determinado lado como asistencia, esto es consecuencia directa del factor anteriormente mencionado, el perfil de edad y origen de la amputación que incluye sujetos ya de entrada poco activos y con problemas para realizar actividades incluso ligeras.

Los datos del análisis de ATB muestran que los individuos presentan una simetría razonablemente buena y ejercen fuerzas de reacción contra el suelo (ground reaction force, GRF) para ambas piernas en cantidad similar.

Las medias de velocidad para sujetos amputados es menor que para sujetos no amputados, además los sujetos amputados presentan cadencias de paso menores y anchuras de paso más amplias.

5.2.1. KINEMATICA TRANSTIBIAL BILATERAL

El ángulo de dorsiflexión plantar de los sujetos amputados es menor en las fases de apoyo medio y tardío. El grado de flexión de rodilla durante la fase de apoyo (stance phase) es menor en los sujetos amputados pero es similar durante la fase de avance (swing phase). Los sujetos amputados muestran un rango de movimiento de extremo a extremo en la flexoextensión de cadera mucho mayor que los sujetos no amputados y se observa mayor movimiento oblicuo de pelvis durante el avance. (Su y col, 2010)

La disminución de la longitud del paso puede deberse a la falta de movimiento flexor plantar durante la fase de apoyo terminal (impulso motor), así mismo la anchura del paso mayor que poseen los ATB puede deberse a la necesidad de una mayor estabilidad, generalmente personas de inferior capacidad de equilibrio dinámico adoptan un andar con movimiento lateral de tronco para aumentar la superficie de apoyo y por tanto aumentando la estabilidad (Su y col, 2010)

El riesgo de caída es un factor que es determinante dentro de la psicología del amputado, al igual que lo es en otros perfiles susceptibles de inestabilidad, por ejemplo la tercera edad,, lo que indica su percepción de inestabilidad y seguridad, una razón más para el entrenamiento de estos individuos.

De manera sorprendente las duraciones de las fases de apoyo y de vuelo (stance and swing phases) en contraste con sujetos amputados unilaterales los cuales presentan tiempos de apoyo mayores y tiempos de vuelo menores y una longitud de paso menor en la pierna sana que en la protética, demostrando tener más estabilidad durante el apoyo con la pierna sana, aunque indudablemente la simetría de los ATB afecta de manera diferente el movimiento completo.

La articulación artificial del tobillo no ofrece el rango articular necesario durante el apoyo que si tienen los sujetos no amputados, dependiendo del modelo de prótesis podremos tener más o menos rango y características reactivas del mismo, pero en determinados estudios (Su y col, 2010) realizados con algún modelo en particular, la flexión plantar durante la fase temprana de apoyo es debido a la compresión del talón contra el suelo, mientras que la flexión dorsal durante el apoyo medio y tardío es debido a la deformación del mecanismo del pie protético.

El pie protético simula ciertas cualidades, simulación articular, absorción de choque, y una base de soporte del propio peso, así como simulación del tejido muscular. La funcionalidad del pie protético es insuficiente, por lo que mejoras en la ingeniería de dichas piezas podrían mejorar la biomecánica necesaria para un paso estable y de una calidad aceptable.

El análisis del movimiento dorsiflexor de tobillo indica que no ocurre ningún movimiento de tobillo después del despegue del dedo (toe-off) mecanismo por el cual el pie evita los obstáculos posibles en el terreno y factor clave de las modificaciones del paso en ATB y AUT.

Los sujetos amputados realizan un levantamiento de pelvis durante la fase de avance (swing phase) un mecanismo de compensación nombrado como “hip hiking” que traduciré como levantamiento de cadera, mecanismo que se cree compensatorio con el fin de elevar el miembro para despejar el paso, relacionado con la imposibilidad de levantar el pie tras el impulso motor. Sin embargo este levantamiento de cadera requiere un gasto energético mayor puesto que eleva contra gravedad una porción mayor de porcentaje corporal del que se realizaría normalmente, y por tanto disminuye la eficiencia de la marcha, las personas con ATB presentan este levantamiento de cadera de forma bilateral con lo que el gasto es mucho mayor comparadas con AUT.

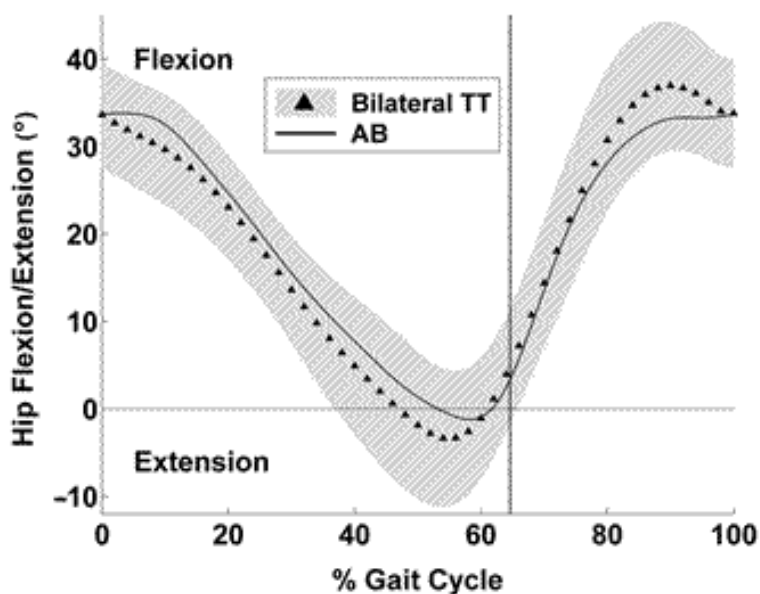


Figure 3. Mean pattern of sagittal-plane hip joint angles for subjects with bilateral transtibial amputations (Bilateral TT) walking at 0.9 m/s and nondisabled controls (AB) walking at 0.8 m/s. Shaded area on either side of Bilateral TT mean represents 1 standard deviation. Vertical line represents toe-off.

(Srinivasan y col, 2009)

Los individuos con ATB elevan la pelvis de lado de balanceo durante la fase de descarga en vez de bajarla, como consecuencia el impacto absorbido durante la marcha se reduce como resultado de una flexión de rodilla reducida durante la fase de apoyo y el ángulo modificado de cadera (Su y col, 2007) La reducción de la absorción de impacto tiene consecuencias directas a nivel articular, ya que la articulación de rodilla no está preparada para tanto estrés, y consecuentemente el riesgo de producirse patologías como la osteoartritis es mayor.

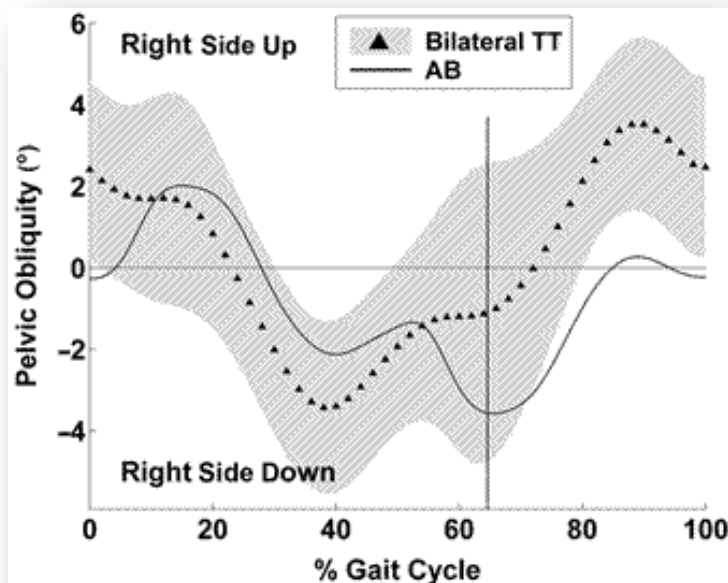
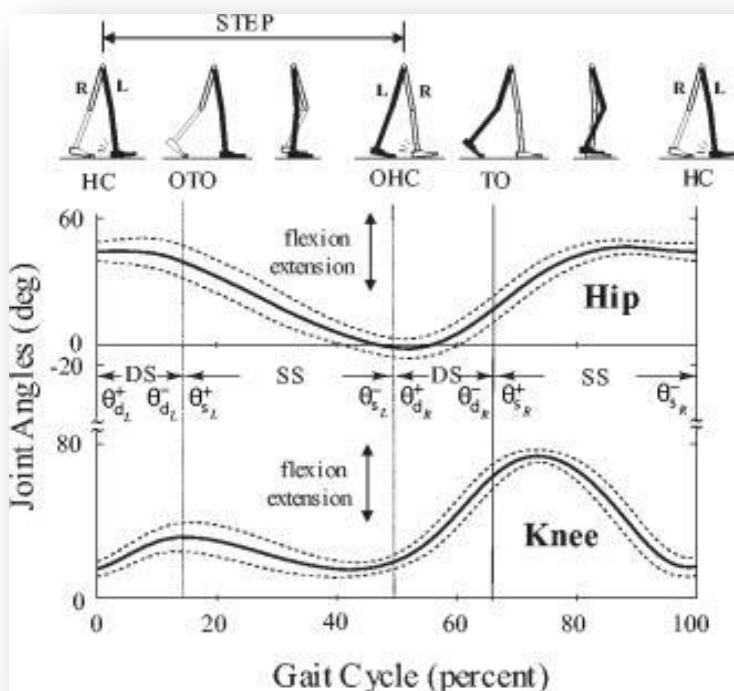


Figure 4. Mean pattern of pelvic obliquity angles for subjects with bilateral transtibial amputations (Bilateral TT) walking at 0.9 m/s and nondisabled controls (AB) walking at 0.8 m/s. Shaded area on either side of Bilateral TT mean represents 1 standard deviation. Vertical line represents toe-off.

(Srinivasan y col, 2009)

A nivel energético, el pie protésico es pasivo y no puede generar ninguna energía, por tanto todo depende de los componentes elásticos de la misma, y la capacidad de deformación que pueda tener, en individuos no amputados, ese movimiento de impulso motor tardío (toe-off) al final de la fase de apoyo proporciona una energía significativa que promueve el avance durante la marcha, la ausencia de estructuras en ATB tiene como consecuencia menores niveles de energía dinámica, resultando en un trabajo aumentado para la musculatura de cadera.

En conclusión tenemos que considerar dos factores principales de la biomecánica de la marcha en sujetos con ATB, el primero, debido a la ausencia de musculatura dorsiflexora de tobillo, se ve afectado la marcha en el aspecto de aterrizaje y despegue del pie los cuales quedan totalmente a merced de la ingeniería y propiedades mecánicas de la prótesis, y en cuanto al control del pie durante las mismas, lo que supone que las fuerzas que normalmente pudieran ejercerse de manera activa (contracción muscular) se ven limitadas únicamente a su naturaleza reactiva (efecto muelle) y a la vez, el movimiento de despeje del pie (evasión de obstáculos) se ve limitado y fuera de nuestro control. Y en segundo lugar y en consecuencia se produce un levantamiento de pelvis cuyo objetivo es elevar el miembro inferior con la intención de elevar el pie por encima de un hipotético obstáculo con el consiguiente gasto energético y alteración en el uso de las estructuras musculares propias de la marcha.



(Srinivasan y col, 2009)

A esto podemos añadir que debido a la amplitud mayor del paso en sujetos amputados, los músculos laterales de cadera trabajarán distinto al de los sujetos no amputados, siendo esto materia de estudio, en cuanto al ángulo de cadera en el plano frontal o coronal, y su influencia en la tensión a nivel local y de cadena así como su implicación a nivel energética y posibles alteraciones de varo/valgo de cadera y rodilla.

5.3. BIOMECANICA EN SUPERFICIE IRREGULAR

Hay que hacer notar que, debido al carácter funcional del tema tratado, el tipo de superficie en la que trabajar resulta un factor decisivo. Desde un punto de vista diario, el establecimiento de un apoyo seguro así como el equilibrio como base del movimiento se ven condicionados por las condiciones físicas del medio.

El mero hecho de que un individuo con prótesis de miembro inferior se desplace sobre una superficie mojada o no, con el consiguiente problema de la disminución del rozamiento y sus repercusiones en el desarrollo de la marcha, puede suponer motivo para que se deje de realizar una actividad.

Por tanto, nuestro trabajo deberá abarcar, no solo una dinámica correctiva del modelo teórico de la marcha si no también el desarrollo de habilidades que suplementen y en algunos casos sustituyan a las pérdidas en su función de auxiliar al individuo en su periplo por toda clase de superficies a las que se pueda enfrentar.

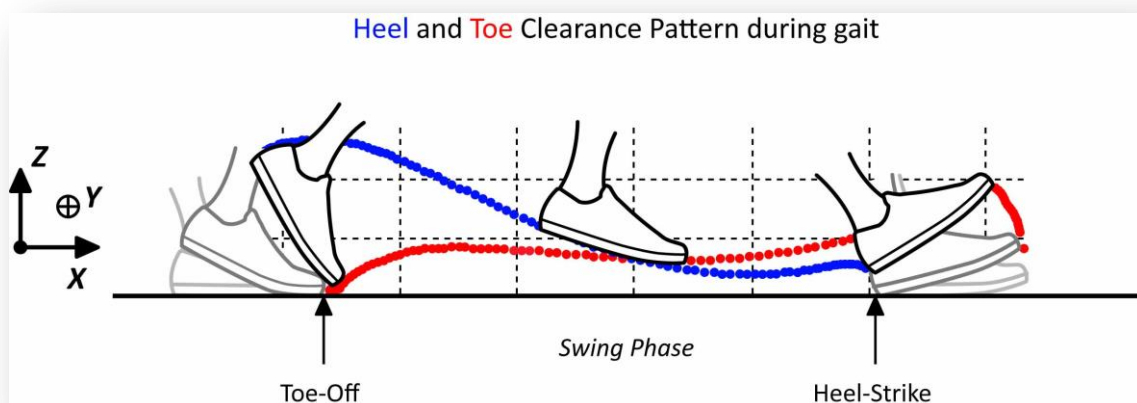
Los individuos con amputación transtibial tienen por razones obvias mayor riesgo de caída durante la marcha, factores externos como la naturaleza del terreno o elementos que influyan en el nivel de estabilidad tienen un papel determinante en la vida de estas personas por las implicaciones que pueden conllevar. Por tanto se hacen necesarias adaptaciones de estos sujetos con el fin de poder afrontar la problemática que supone el día a día y la accesibilidad de los diferentes elementos urbanos y rurales del entorno en el que se viva.

De manera general las personas con amputación transtibial realizan una acomodación del Paso frente a superficies inestables con un paso más corto y una achura del mismo mayor, además presentan una alta variabilidad en el posicionamiento del/los miembros prostéticos. También realizan un descenso del punto de gravedad mediante la flexión de cadera y una flexión de rodilla en la fase de apoyo inicial (initial stance phase) así como una elevación de cadera y de rodilla para la evasión de obstáculos durante la fase de avance (swing phase), las adaptaciones fueron asimétricas (AUT) y originadas de manera proximal. (Gates y col 2011)

La falta de feedback sensorial y actividad propia de estructuras musculares distales, añadido a la falta de movilidad de las prótesis a nivel articular de tobillo son las causas determinantes de esta falta de seguridad frente a superficies de más o menos irregularidad.

Las personas con o sin amputación de miembro inferior realizan diferentes tácticas de acomodación frente a los desafíos del terreno, rampas, escaleras o suelos desiguales. Lo normal en individuos con amputación transtibial (ATT) es realizar un paso más lento, establecen un tiempo mayor de doble apoyo en superficies desiguales. Frente a la evasión de obstáculos, la solución suele tender a la negociación del obstáculo mediante adaptaciones kinestésicas proximales.

Un mundo variado y cambiante exige del individuo que sus mecanismos de adaptación también lo sean. En un estudio con sujetos sin amputación versus superficies inestables (Gates y col, 2011) se vio que frente a superficies desiguales, impredecibles y cambiantes, los sujetos incrementaron la flexión de rodilla y cadera para descender su centro de gravedad, una posición general más flexionada y un apoyo del pie más plano con una mayor superficie de contacto. También incrementaron la flexión de tobillo y de rodilla y cadera para la evasión de obstáculos durante la fase de avance (swing phase, “toe clearance”) La carencia de los mecanismos necesarios a nivel distal de los TTA hace imposible para ellos estos mecanismos de adaptación a nivel distal durante la marcha.



Según Gates y col (2011) se predijo que los ATT realizarían una estrategia adaptativa frente a superficie inestable de rocas similar a las vistas en individuos no amputados, es decir, descendería el ángulo de contacto del pie con el suelo e incrementarían la flexión durante las fases de apoyo y balanceo (o avance) incrementando la distancia de evasión de obstáculos elevando el miembro inferior.

Debido a la inactividad consciente y activa de la articulación del tobillo la hipótesis recayó en el uso de las articulaciones de cadera y rodilla, a la vez que se aumenta la plataforma de sustentación mediante un paso más ancho y un descenso del centro de gravedad para mejorar la estabilidad, finalmente se hipotético que el aumento de la velocidad aumentaría el nivel de los cambios adaptativos.

El resultado del estudio mostró que decididamente las claves adaptativas son de forma general pasos más cortos y anchos, donde la percepción de estabilidad es determinante a la hora de establecer las medidas de la plataforma de apoyo durante la marcha, mecanismos similares e han visto en poblaciones que poseen problemas de estabilidad, individuos de edad avanzada realizaron las mismas adaptaciones, de manera consistente con otros estudios (Gates y col, 2011) los individuos con ATT mostraron un tiempo, longitud y anchura de paso variables y mayores cuando se enfrentaron a terrenos desafiantes en vez de terreno llano. En AUT el tiempo era más variable en el apoyo prostético debido a la falta de control del apoyo sobre el pie prostético por lo que este tiempo será menor, por lo que se usa el apoyo sobre el miembro natural para redirigir el centro de gravedad y buscar una mayor estabilidad.

De manera similar a individuos no amputados los TTA realizaron un apoyo de pie más plano con ángulos de contacto menores, varios estudios han encontrado que frente al conocimiento de la superficie en estado mojado el individuo reduce el ángulo de contacto y la longitud de paso, y que lo sujetos son capaces de adaptarse mediante el descenso de velocidad del pie durante el apoyo el talón (Gates y col, 2011), esos ajustes están relacionados con las propiedades de superficie de contacto y coeficientes de fricción, ya descritas durante la marcha, son importantes para evitar la caída durante el apoyo, así como durante el impulso motor.

En conclusión, y a efectos de trabajo para TTA, deberemos tener en cuenta los mecanismos de adaptación los cuales son muy similares ya que no dejan de ser los mismos mecanismos de adaptación durante la marcha, solo que aumentados debido a la problemática del terreno, flexión de cadera, flexión de rodilla, pasos más cortos y anchos así como ángulos de incidencia con el suelo menores, todo ello que puede cambiar en función de la propia prótesis y la familiaridad del terreno.

5.4. LIMITACIONES TECNICAS DE LA PROTESIS

Las prótesis de tipo transtibial intentan imitar el funcionamiento de las estructuras distales retiradas, resumiendo y a efectos del trabajo nos interesan dos categorías, motoras y sensoriales, responsables respectivamente del movimiento y de la recogida de información.

A pesar de la tecnología existente, no existe la posibilidad de duplicar el funcionamiento de estas estructuras, debido a ello, las limitaciones están relacionadas íntimamente con el nivel de diseño y funcionalidad de la prótesis.

Existen estudios diversos que comparan diferentes tipos de prótesis y la percepción que los individuos tienen de ellas. Su y col (2011) realizó un estudio de comparación de orientación cuantitativa utilizando diferentes tipos de prótesis para ver el grado de dorsiflexión de tobillo durante la marcha en ATB.

Los diseños prostéticos utilizados fueron uno específico de rotación y uno específico de flexión, ejes longitudinal y transversal respectivamente, así como uno mixto y un tipo de control sin componentes de flexión o rotación. Estos diseños implican movimiento en diferentes direcciones, lo cual podría implicar cambios en velocidad, duración, longitud y percepción de estabilidad.

Como hemos mencionado anteriormente la dorsiflexión es responsable directa de la negociación con el obstáculo y su supresión es la que provoca la compensación vía rodilla y cadera, por lo que la unidad prostética de flexión en el plano sagital debería disminuir dicha compensación, mientras que la unidad de rotación en el plano transversal debería proveer al individuo de herramientas de negociación direccional en superficies difíciles.

Según Su y col (2011) los individuos con la configuración básica (sin flexión y/o rotación) mostraron pasos más anchos que los que mostraron los que utilizaron los componentes de flexión, rotación y combinados. Los grados de movimientos en plano sagital se vieron incrementados con la unidad de flexión, tanto en el descenso del pie como en el apoyo tardío (impulso motor).

En general aquellos que utilizaron prótesis no básicas pudieron realizar ritmos de marcha mayores que aquellos con el modelo básico, sin embargo dentro de los modelos no básicos no existió diferencias a tener en cuenta. Según Su y col (2011) las diferentes configuraciones prostéticas no modifican la cadencia o longitud de paso de ATT.

La anchura de paso, atribuida a la estabilidad disminuida y a la percepción del equilibrio, de los ATT se aumenta en un 50% comparado con sujetos no amputados, durante el uso de las diferentes configuraciones se pudo ver que los pasos eran más estrechos comparados con la configuración básica, lo cual indica que aumento de movimiento en planos sagital y transversal provee de una mayor estabilidad durante el paso o al menos proporciona al individuo una sensación de seguridad que aumenta su estabilidad. (Su y col, 2011)

La unidad de flexión provee de un rango de movimiento similar al de sujeto no amputados excepto por 1-2 grados. Los movimientos del tobillo son diferentes debido a las propiedades mecánicas de la unidad comparadas con las de una extremidad natural, sobre todo de la función activa de la acción muscular controlando la propia articulación así como la fuerza de flexión plantar que contribuye en el impulso motor, así como el levantamiento activo del pie (flexión dorsal) para la evasión de obstáculos. Pero se observa que esa movilidad de la unidad provee al individuo de la capacidad de poder realizar unos ángulos de contacto y despegue mejores,

Debido a ello, el mecanismo de absorción de impacto es mucho mejor influyen en el aumento de confort durante la marcha, así como reduce el tiempo necesario para que el pie apoye toda su superficie desde el contacto inicial del talón. Por último durante la fase de apoyo tardío, el aumento de rango articular proporciona al individuo una porción de la dinámica de despegue del pie favoreciendo la progresión del paso.

Por otro lado, la unidad de torsión aumento el rango de movimiento en el plano transversal, pero de manera limitada, solo unos 2 grados, aunque este aumento es significativo (Su y col, 2011) sigue estando muy por debajo del rango de movimiento de los individuos no amputados. Es curioso que las estrategias de los sujetos son variables, esto puede ser debido a la sensación inicial de inestabilidad debido al aumento de movilidad transversal y la decisión del sujeto a limitar de manera consciente el movimiento en este plano debido a la falta de control. A pesar de ello, la unidad de torsión es útil dentro de la movilidad para girar y andar en terrenos inestables (Su y col, 2011)

Dejando aparte la movilidad, hay que mencionar que, ya que se suprime la acción motora de elementos activos, lo músculos, hay que tener en cuenta las propiedades elásticas de la prótesis, y la aportación que estos elementos, si los hubiere, pueden tener sobre la capacidad de andar del individuo.

La energía articular viene definida como una relación entre la velocidad angular relativa entre dos segmentos y el momento articular (Su y col, 2011) Los componentes prostéticos son de naturaleza pasiva, esto es que no generan energía, por tanto la energía de la articulación de tobillo artificial indica la cantidad de energía almacenada/disipada y retornada por la desviación del pie prostético y la unidad de tobillo. En el caso de la unidad de flexión la energía era mayor que en losas unidades prostéticas que carecían de unidad de flexión. Los componentes elásticos que conforman la unidad eran capaces de almacenar y retornar energía y apoyar al movimiento.

Un dato curioso es que hipotéticamente podemos pensar que una mayor energía a nivel de tobillo y mayor rango de movimiento del mismo provocaría un ahorro a nivel de la compensación de la cadera, sin embargo según Su y col (2011) los individuos con unidades no básicas mostraron picos de energía a nivel de cadera mayores que aquellos que utilizaron la unidad básica.

La unidad de flexión también proporcionó una sensación de comodidad mayor, pudiendo ser por el aumento de contribución al paso de esta unidad en el impulso motor, lo que facilita el movimiento, a nivel funcional elementos como escaleras o planos inclinados eran percibidos más asequibles.

Por otro lado la unidad de torsión redujo el esfuerzo percibido para caminar, mejorando la realización de tareas más complicadas como los giros y el andar en superficies inestables, incluso uno de ellos lo consideró muy útil para la práctica del golf (Su y col, 2011).

Por tanto la ingeniería de la prótesis, orientada hacia una dirección u otra y limitada por la tecnología actual y su tamaño, es factor limitante en la consecución de una duplicación de las funciones biológicas propias. Un aumento de flexo-extensión en plano sagital producirá un a facilitación de los elementos propios de este plano, apoyo, impulso y evasión de obstáculos, mientras que el diseño de elementos mecánicos en el plano transversal lograra que el movimiento en ese plano conlleve una facilitación de los giros y por tanto de poder corregir en situaciones inestables.

Según Su y col (2011) catorce de diecinueve individuos optaron por la configuración combinada e flexión y torsión (rotación), las cuales aumentaban el confort y las habilidades propias necesarias para la marcha.

A pesar de todo, podemos ver que, incluso en estudios con materiales de alto nivel, solo son posibles de reproducir elementos de movimiento en dos planos, de manera aislada, y de la combinación de ambos, estando por ver costes y estética, además de la funcionalidad en cuanto a la puesta y retirada de la unidad o el propio tamaño que puede tener toda esa maquinaria. Elementos como motricidad activa, o planos combinados o incluso movilidad a nivel plantar del pie para una mejor absorción de impacto o fuerza pasiva reactiva no solo de la articulación del tobillo no se contemplan.

6. JUSTIFICACION DEL TRABAJO DE FUERZA

6.1. GRUPOS MUSCULARES IMPLICADOS

Dentro de un contexto global, como unidad funcional de individuo, voy a separar estructuras musculares en dos grandes grupos teniendo en cuenta solo al miembro inferior, aunque para un trabajo correcto se debería tratar todo el cuerpo, MMSS, tronco etc., para este trabajo solo voy a referirme a las regiones de cadera y pierna, y sobre todo a grupos musculares principales.

Debo recalcar que el cuerpo humano es más sensible al movimiento que la acción muscular, es decir, que es más natural pedir a una persona una flexión de cadera, que no pedirle que active el psoas iliaco, puesto que el movimiento es el objetivo funcional del aparato locomotor, y que dicho movimiento se compone de elementos que fijan, elementos agonistas, elementos antagonistas y elementos sinergistas con lo que una orientación analítica de un trabajo específico de un solo musculo no es apropiada.

Por tanto hay que entender que aunque aquí nombremos y desarrollemos ciertos grupos musculares, en la práctica los trabajaremos mediante movimientos concretos.

CADERA

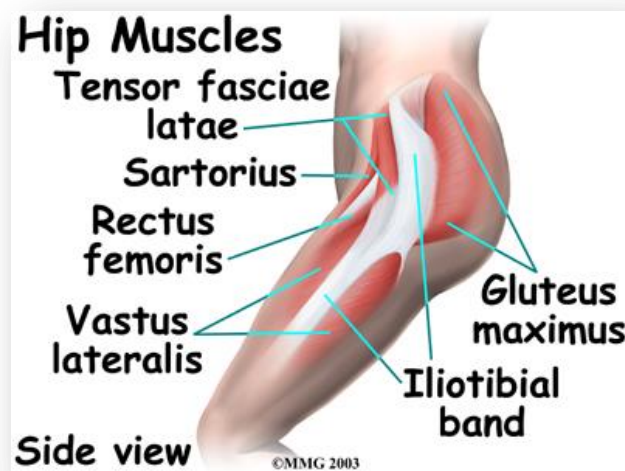
Los músculos propios de la cadera y el muslo son muy importantes para levantarse y mantener la bipedestación estable, y para establecer el patrón de la marcha.

FLEXORES

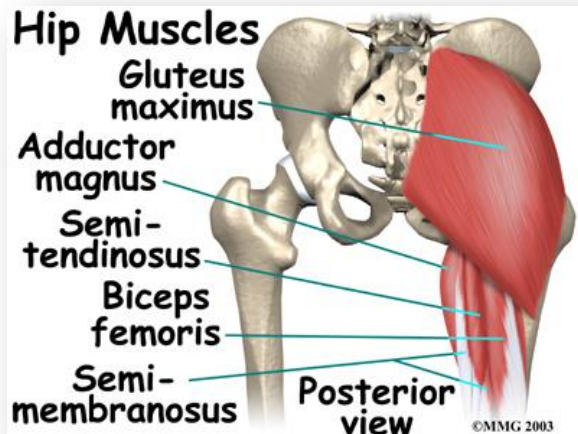
Psoas Iliaco

Fundamental flexor de la articulación de la cadera

Cuádriceps (porción craneal del Recto Anterior)



EXTENSORES



Glúteo Mayor: Principal extensor y rotador externo de la cadera necesario para movimientos básicos diarios.

Porción Craneal de Isquiotibiales y Bíceps Femoral

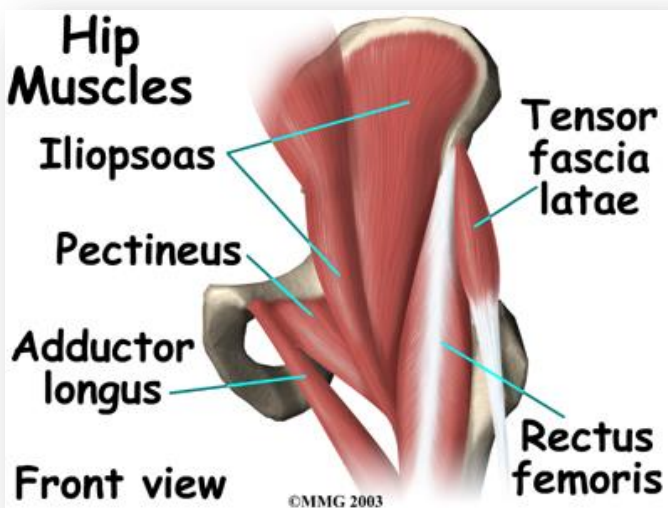
ABDUCTORES

Glúteo (Medio, Menor)

Mm. Glúteo medio y menor son los principales abductores y rotadores internos. Funcionan como estabilizadores de la cadera durante la bipedestación y la marcha y así evitan disfunciones en el patrón motor como el Síndrome de Trendelenburg.

MTFL

“En la cara lateral del muslo, el m. tensor de la fascia lata contribuye mediante su inserción en el tracto iliotibial, a la banda de tensión y por tanto protege al fémur de fracturas. Junto con el m. sartorio flexiona la articulación de la cadera. Conforme a su inervación, el m. tensor de la fascia lata también se une al grupo de músculos posterolaterales de la cadera”

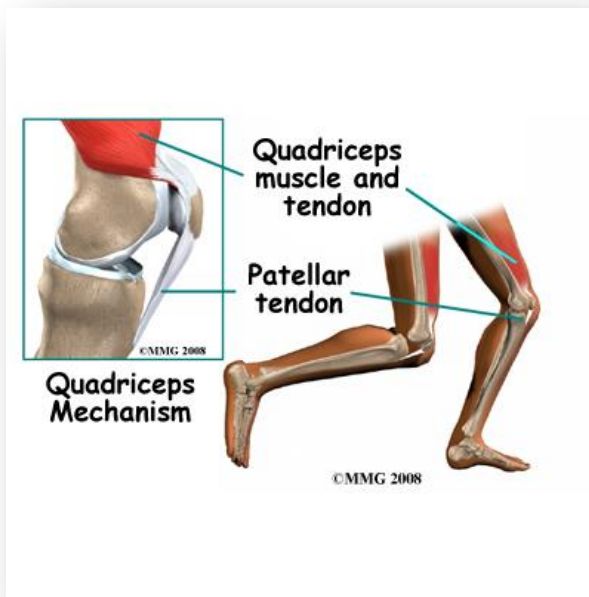


ADUCTORES

Grupo Aductor (Largo, Mayor, Menor)

“El grupo aductor situado medialmente es el grupo de músculos aductores más importantes de la articulación de la cadera. Estabilizan la cadera durante la marcha y la bipedestación”

RODILLA



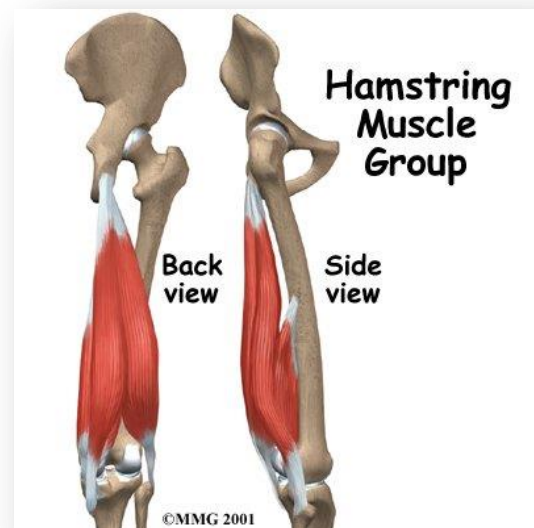
EXTENSORES

Cuádriceps

El musculo cuádriceps femoral posee distintos vientres musculares, es el único extensor de rodilla y fundamental en la incorporación del cuerpo, su m. recto femoral es biarticular y además flexiona la cadera.

FLEXORES

Los músculos posteriores o isquiotibiales y el bíceps femoral del muslo tienen su origen en la tuberosidad isquiática y se insertan en los dos huesos de la pierna. Por tanto, los músculos son biarticulares y realizan la articulación de la cadera, mientras son los flexores más potentes de la rodilla. Además el m. bíceps femoral, que discurre lateralmente actúa sobre ambas articulaciones como rotador externo, mientras que el m. semitendinoso y el m. semimembranoso, mediales, son rotadores internos.



OTROS GRUPOS MUSCULARES

Existen otras estructuras musculares que no se han mencionado y que tienen su grado de repercusión, sin embargo con motivo de simplificar y dada la naturaleza básica y sencilla del presente trabajo únicamente he optado por mencionar aquellos grupos que considero principales y base del movimiento.

6.2. ENTRENAMIENTO DE LA FUERZA

La fuerza es el resultado de la combinación de factores musculares y nerviosos, la mejora de la fuerza puede por tanto llegar a través de una mejora a nivel de complejo neuromuscular. Las adaptaciones funcionales más orientadas al aspecto nervioso y las adaptaciones estructurales más orientadas al aspecto muscular.

Añadido a lo visto anteriormente, a la ganancia de fuerza través del aumento de sección transversal (hipertrofia), coordinación intermuscular (inhibición recíproca), coordinación intramuscular (reclutaje y coordinación de placas motoras) hay que añadirle los procesos reflejos propios del nivel propioceptivo. (Tarantino, 2009)

TRABAJO DE REEQUILIBRACION/POTENCIACION

Como hemos podido observar existe un parámetro clave en la biomecánica del ATT, el patrón motor de Flexión de cadera y su repercusión sobre la marcha, movimiento oblicuo de cadera, levantamiento de la pierna para evitar posibles obstáculos hacen necesario un trabajo específico.

Nuestro objetivo debe ser doble, por un lado tenemos que realizar un trabajo facilitador orientado a un aumento de la calidad de vida (CDV) lo que responde a la necesidad de desplazamiento del individuo, ya sea a ritmo lento y/o rápido, y a partir de ahí, la mejora de rendimiento que sea posible, pudiendo llegar a niveles de competición, aunque como hemos visto la mecánica del movimiento cambia en función del tipo de prótesis utilizada y por tanto, como profesional del deporte, matices deben ser establecidos en el trabajo específico de cada prótesis.

Podemos dividir el trabajo en dos fases diferenciadas:

- 1- Trabajo con objetivo de mejora de AVD con prótesis de tipo básico o complejo de tipo funcional para uso diario.
- 2- Trabajo con prótesis específicas de carrera con el objetivo de un mayor rendimiento y/o alcanzar unos niveles determinados competitivos.

Estas fases a su vez podrían dividirse en:

- 1- Etapa de familiarización y ajuste: en la cual el individuo establece la familiaridad con la prótesis a nivel de interfaz socket-muñón, y aprende el manejo básico de la prótesis.
- 2- Etapa de establecimiento de patrones motores básicos: donde el individuo alcanza un nivel suficiente para las AVD o el patrón motor deportivo de la actividad que se quiera realizar.
- 3- Etapa de especialización, donde se amplía la dificultad de la problemática en cuanto a situaciones de la vida diaria que podamos encontrar, superficies inestables o impredecibles, superficies de bajo coeficiente de fricción, etc. O en el caso de la competición el establecimiento y mejora de marcas y tiempos.

Desde un punto de partida básico, el trabajo de flexión de cadera, m. Psoas Iliaco, resulta fundamental, principal flexor y por tanto su debilidad repercutirá negativamente en el ATT, negando la elevación de la pierna con las consecuencias de posibilidad de caída e imposibilidad de mantener unos ritmos mínimos para las AVD.

Según Nolan (2012) u trabajo de 10 semanas de fuerza a nivel de flexión de cadera otorga un incremento de fuerza y un descenso en el consumo de oxígeno, incluso puede darse el caso de individuos que no establecen un ritmo mayor que el del paso y tras el entrenamiento si puedan, por otro lado aquellas persona que no realizan un trabajo de fuerza de flexores de cadera, pueden ver reducida su capacidad de movimiento, por lo que posterior a la amputación es muy beneficioso este tipo de trabajo. A nivel general pocos individuos con amputaciones de miembro inferior conocen los ejercicios que pueden mejorar su CDV y se perciben como débiles, fatigados y lentos (Nolan, 2012).

Sin embargo un programa de entrenamiento de dos sesiones por semana con al menos un día de descanso entre ellos, con la guía de un instructor, consistente en trabajo en casa de calentamiento, ejercicios de coordinación y equilibrio (trabajo propioceptivo que veremos más adelante), fortalecimiento de cadera y una vuelta al aclama puede según Nolan (2012) mejorar las cualidades del individuo frente a las AVD y su CDV.

Como orientación, y dentro de lo que sería la etapa 1 de la fase 1 que es la que a priori nos interesa más, puesto que es la base de todo lo demás, podemos tomar el estudio de Nolan (2012) como guía de trabajo, y a partir de ahí realizar las modificaciones en función del perfil de paciente y su progresión en el tiempo.

Un trabajo de veinte minutos de calentamiento, el cual debería ser en un sistema de trabajo cardiovascular en el que no haya impacto a estar en fases tempranas de adaptación. El trabajo de coordinación seguido de un trabajo de fuerza.

El trabajo principal de fuerza puede verse modificado en parámetros de Intensidad, volumen y nivel coordinativo donde además entraría el aspecto propioceptivo (una prueba más de la interrelación que tienen ambos factores) así como el tiempo de descanso entre repeticiones y series. Todos estos parámetros influirán en el nivel de carga que podamos aplicar al individuo, el cual debido a la etapa temprana en la que nos encontramos deberá ser de un nivel de carga absoluta bajo aunque por su puesto el nivel de carga relativa deberá ser suficiente para que haya estímulo y adaptación.

Un trabajo muy positivo incluirá diferentes ritmos de flexión con la resistencia apropiada que puede ser un lastre, máquina, gravedad o resistencia manual, así como el uso de medios alternativos como puede ser el trabajo en agua.

Hay que mencionar que el trabajo de estiramiento es fundamental en cualquier trabajo físico si queremos lograr un rendimiento del propio entrenamiento. Un trabajo de estiramiento correcto potencia los efectos del entrenamiento así como previene posibles efectos negativos que puedan surgir. Al igual que el descanso y la nutrición, el estiramiento es la parte pasiva de la mejora.

El entrenamiento tiene posibilidades infinitas, la clave es tener claro el objetivo a conseguir, y que elementos intervienen en la consecución de dicho objetivo, a efectos de este trabajo, por tanto, no podemos ceñirnos a valorar solo un trabajo de fuerza de flexores de cadera, que si está demostrado que actúa favorablemente en el rendimiento de un sujeto amputado, sino que también debemos, al menos, considerar un trabajo auxiliar de glúteo y abductores-aductores con el objetivo de equilibrar la musculatura a nivel de cadera y de la misma manera trabajo isquiotibioperoneo y de cuádriceps, todo ello en la medida justa teniendo claro que el objetivo final es favorecer un patrón motor que no es el normal, sino el adaptado de un individuo amputado.

También es necesario mencionar que no todos los amputados son iguales, ya no solo como individuo, campo que se sale de este trabajo, sino como poseedor de una restricción que puede ser unilateral o bilateral y además a diferentes niveles, así como problemas añadidos como pueden ser la problemática referente a la unión muñón-socket problema fundamental en la adaptación del individuo a la prótesis, o lesiones añadidas fruto de la patología o evento que originó la amputación. Todo ello limitará la actividad que pueda realizar el individuo así como la manera de afrontar los restos que dicha actividad supone.

6.3. ORIENTACION PRACTICA DEL TRABAJO DE FUERZA

Trabajo de flexión de cadera que puede incluir trabajo de manifestaciones de la fuerza, siempre orientados a la funcionalidad.

Utilización de lastres en tobillo, ejercicios de flexión desde bipedestación, o desde apoyo unipodal, así como maquinaria guiada específica y trabajo en resistencia en agua en diferentes planos.

Un ejercicio tipo sería la elevación de cadera mientras el sujeto se sujeta con la mano a un apoyo favoreciendo la estabilidad, la elevación se realiza hasta que el muslo quede paralelo al suelo, sin rotar la pelvis. El número de repeticiones a baja velocidad sería de diez mientras que el trabajo a alta velocidad sería de quince repeticiones, la cantidad de series sería un mínimo de dos con un incremento hasta tres series desde la tercera semana (Nolan, 2012).

7. JUSTIFICACION DEL TRABAJO DE PROPIOCEPCION

7.1. ELEMENTOS DEL TRABAJO PROPIOCEPTIVO

Según Tarantino (2009) aparte de formar parte del mapa receptor sensorial ya sea funcional de manera estática o bien dinámica de patrones motores ya establecidos y de otros nuevos por adquirir, el deterioro del sistema propioceptivo puede surgir al producirse una lesión articular, lo que establece un ciclo al disminuir la capacidad correctiva del cuerpo y por tanto aumenta el riesgo de lesión.

Ejercicios específicos pueden ayudar a mejorar parámetros de fuerza, coordinación, equilibrio, tiempo de reacción y compensación de la pérdida de sensaciones tras una lesión con el fin de evitar lesiones posteriores.

Mecanismos reflejos, estímulos facilitadores, aumento del rendimiento y disminución de las inhibiciones que lo reducen, son aspectos de los que el atleta puede sacar provecho mediante el entrenamiento propioceptivo.

Añadiendo el factor de procesos reflejos, de facilitación-inhibición a través de un mejor control de procesos como reflejo miotático, reflejo miotático inverso, puede conseguirse una mejora al trabajo de fuerza (Tarantino, 2009)

7.2. TRABAJO PROPIOCEPTIVO Y FLEXIBILIDAD

Trabajo propioceptivo y la flexibilidad son, según Tarantino (2009) elementos íntimamente relacionados, recordemos que el reflejo de estiramiento provocado a nivel de usos musculares provoca la contracción del grupo muscular afectado, lo cual se puede usar para ganancia de fuerza en determinados gestos funcionales y deportivos, sin embargo, el mismo reflejo puede ser inhibido si la posición de estiramiento es mantenida en el tiempo, provocando una relajación facilitadora, que junto a la acción de los receptores de Golgi, ayudan y mejoran la el trabajo de flexibilidad, lo cual va a beneficiar aspectos como elasticidad, longitud óptima de trabajo muscular y muy importante alcanzar rangos articulares óptimos.

Si bien es cierto que dentro del ámbito deportivo, los estiramientos son más bien de naturaleza básica, ya sean activos, pasivos, o facilitadores (PNF), en otros campos, como la fisioterapia, los estiramientos utilizan mucho más componentes de respuesta refleja, utilizando dichos factores para lograr el objetivo deseado, y de esta manera se pueden trabajar estructuras que mediante estiramientos tradicionales serían susceptibles de lesión.

MITCHELL

Técnica que consiste de manera general en provocar una contracción isométrica en el punto de primera barrera de tensión muscular, y que desplaza dicha barrera para ganar rango articular.

PROTOCOLO

Llevar el músculo a primera barrera de tensión.

Provocar 3 ciclos de 3 contracciones isométricas de 3,4 segundos en las que el sujeto debe ejercer fuerza media-baja

Relajación postisométrica

Ganancia de rango articular, desplazamos primera barrera

Repetición de los tres pasos anteriores, n veces, hasta que la ganancia de rango y la tensión supongan un exceso de trabajo.

Vuelta pasiva a la posición anatómica

Reprogramación articular mediante movimientos activos.

INHIBICION RECIPROCA

Estiramiento basado en la activación del grupo muscular contrario, provocando la relajación del grupo a estirar. La ganancia de barrera puede realizarse postisométrica o bien durante la contracción antagonista.

PROTOCOLO

Llevar el grupo muscular a la primera barrera de tensión

Contracción isométrica del grupo antagonista durante 8-10 segundos

Si es postisométrica, relajación muscular

Ganancia de barrera

Repetición de los tres pasos anteriores, n veces, hasta que la ganancia de rango y la tensión supongan un exceso de trabajo.

Vuelta pasiva a la posición anatómica

Reprogramación articular mediante movimientos activos.

LEWITT

Técnica que implica cuatro factores clave, contracción isométrica, gravedad, respiración y movimientos oculares. La explicación de lo que debe realizar el paciente es fundamental al tratarse de una técnica en la que el paciente debe participar de manera correcta.

El paciente debe colocarse de tal manera que la ganancia de rango articular siempre se realice a favor de gravedad, por ejemplo, un psoas iliaco deberá ser en decúbito supino, mientras que en escaleno será en decúbito lateral, grupos musculares cuya posición se incómoda para el paciente no serán susceptibles de estirarse mediante esta técnica, por ejemplo el trapecio superior.

PROTOCOLO

Llevar el grupo muscular a la primera barrera de tensión, puede suceder que la propia gravedad lleve al grupo muscular más allá de la primera barrera en cuyo caso el terapeuta deberá sostener la extremidad o porción del cuerpo tratada.

El paciente coge aire mientras realiza una contracción isométrica contra gravedad del musculo a estirar, durante 8-10 segundos.

El paciente debe espirar mientras dirige la mirada hacia el movimiento de estiramiento mientras el terapeuta gana barrera.

Repetición de los dos pasos anteriores, n veces, hasta que la ganancia de rango y la tensión supongan un exceso de trabajo.

Vuelta pasiva a la posición anatómica

Reprogramación articular mediante movimientos activos.

SPRAY FRIO

Técnica que usa un espray de frio (a ser posible cloretilo) para estimular los receptores cutáneos los cuales través de una inervación refleja distraen al musculo y lo hacen susceptible de ser estirado.

La técnica incluye el control de puntos gatillo y los incluye en la aplicación del spray, por lo que la posición del paciente deberá permitir que el spray llegue al grupo muscular y la zona de dolor referido si la hubiera, con lo que no todos los músculos pueden ser tratados de esta manera al ser imposible fijar la articulación para el estiramiento, sostener al paciente en posiciones que por tener que legar al dolor referido no pueden ser las más estables.

PROTOCOLO

Identificar puntos gatillo y dolores referidos asociados

Llevar el grupo muscular a la primera barrera de tensión

Aplicación de spray en el grupo muscular y solo en el grupo muscular en dirección al dolor referido, 3 rociadas a ritmo medio.

Ganar barrera

Aplicación de spray en el grupo muscular hacia dolor referido y acabando en la zona de dolor referido, 3 rociadas a ritmo medio

Ganancia de barrera

Repetición de los 2 pasos anteriores, máximo 3,4 veces para que el frío no penetre al músculo (isquemia y contracción) veces, hasta que la ganancia de rango y la tensión supongan un exceso de trabajo.

Vuelta pasiva a la posición anatómica

Reprogramación articular mediante movimientos activos.

7.3. FACTORES PROPIOS DE LA COORDINACION

7.3.1. REGULACION DE LOS PARAMETROS ESPACIO-TEMPORALES DEL MOVIMIENTO

Consiste en el ajuste de nuestros movimientos en espacio y tiempo con el objetivo de conseguir un rendimiento máximo de la acción realizada, cálculos de distancia, tiempos de llegada, tiempos de desplazamiento etc.

7.3.2. EQUILIBRIO

Que puede ser según Tarantino (2009) de naturaleza estática o dinámica. Consiste en la eliminación de pequeñas desviaciones mediante reflejos que alteran la posición y devuelven el equilibrio desplazándonos a una zona de apoyo estable.

Una vez entrenado el sistema propioceptivo se puede adquirir la capacidad de anticipación y evitar que se produzcan.

7.3.3. SENTIDO DEL RITMO

El poder variar y reproducir parámetros de fuerza-velocidad y espacio- temporales en patrones de movimiento, dependiente del sistema somato sensorial visual y vestibular (Tarantino, 2009).

En el ámbito del entrenamiento deportivo podemos descomponer el gesto en sus fases para poder mejorar la atención y percepción del mismo y así concentrarnos en mejorar aspectos concretos para después integrarlos en el gesto completo.

7.3.4. CAPACIDAD DE ORIENTACION EN EL ESPACIO

Fundamentalmente sobre sistema visual y propioceptivo, consiste en el entrenamiento de la atención voluntaria, o elección de estímulos en orden de importancia.

7.3.5. CAPACIDAD DE RELAJAR LOS MUSCULOS

La tensión excesiva muscular influye negativamente en la consecución de parámetros de estabilidad, al igual que la coordinación intermuscular actúa en la fuerza, la tensión excesiva puede provocar un aumento de dificultad debido a un exceso de trabajo propioceptivo, es decir, que además de tener que hacer frente a la situación a corregir, las propias tensiones musculares hacen más difícil el lograr las correcciones posturales, se trabaja contra el desequilibrio externo y además el desequilibrio interno, que os limita, coordinación, amplitud, velocidad etc.

7.4. ORIENTACION PRACTICA DEL TRABAJO PROPIOCEPTIVO

El trabajo a nivel propioceptivo se realizará a nivel de coordinación, mediante ejercicios de trabajo que consigan crear problemática en la combinación de elementos como equilibrio, coordinación óculo-manual, rectificación postural etc.

Según Tarantino (2009) La coordinación hace referencia a la capacidad de resolución de problemas ante situaciones inesperadas con variables y que requiere del desarrollo de aspectos que se pueden mejorar mediante el entrenamiento. La base somato sensorial, la información que es clave en el proceso, recogida a nivel de los numerosos receptores además de a través de la vista y el sistema vestibular.

A nivel espacio temporal, los ejercicios serán de naturaleza de lanzamientos con el objetivo de ajustar nuestros movimientos, pases y recogidas.

A nivel de equilibrio serian apoyos inestables en los que podemos variar elementos como la superficie de apoyo, bosu, core. Etc. El tipo de apoyo, unipodal, bipodal, cuadrupedias, el elemento de apoyo, manos pies, y la inclusión de elementos externos como combinaciones de tareas en apoyo inestable las cuales pueden variar en sus componente de intensidad, volumen o dificultad coordinativa.

También se puede alterar el equilibrio mediante la negación de algunos de sus elementos de apoyo como la vista, cualquier ejercicio de equilibrio con los ojos cerrados aumentaría considerablemente su dificultad.

Según Nolan (2012) un trabajo propioceptivo basado en equilibrio y coordinación de dos días en semana con ejercicios de tipo equilibrios en plataforma inestable, paso de obstáculos, fondos y abdominales (push-ups and sit-ups) andar sobre una línea posicionando los pies uno enfrente del otro, andar sobre aros, un aro con cada pie y apoyo unipodal mientras el otro pie toca elementos preestablecidos, consigue mejoras en el paciente.

A nivel de sentido del ritmo siempre hay que proceder a la descomposición del gesto siguiendo un orden lógico para que a la hora de entender el funcionamiento (el porqué) todo encaje y tenga un sentido, y en algunos casos no tiene sentido descomponer determinada ase por ser más difícil adquirir el patrón motor de sus partes que del todo.

A nivel de relajación muscular los ejercicios deberán ser de alternancia de periodos de contracción-relajación, controlándolos de manera consciente, pues según Tarantino (2009) buscaremos relajar de manera voluntaria frente a situaciones que luego podamos transferir a la competición.

7.5. TRABAJO PROPIOCEPTIVO Y ELECTROESTIMULACION

Los aparatos de electroestimulación son cada día mejores y están más comercializados siendo más asequibles y disponibles, han demostrado ser una herramienta eficaz dentro del mundo de la preparación física (Tarantino, 2009)

Los beneficios del trabajo propioceptivo son:

- Aumento de reclutamiento de unidades motoras , o que significa un mayor número de receptores sensorio-motores
- Activación de más receptores debido a una mayor tensión, especialmente en los receptores de Golgi. Facilita la relajación posterior debido al reflejo miotático inverso. Puede emplearse en procesos de rehabilitación en los que haya pérdida de movilidad.
- La aplicación de la electroestimulación sobre fase excéntrica consigue estimular los husos musculares los cuales como vimos responde al estiramiento del vientre muscular. Potenciando el reflejo de estiramiento lograremos alcanzar mayor fuerza en fase concéntrica.
- S además añadimos plataformas inestables, ojos vendados etc. el beneficio aumentará considerablemente
- (Tarantino, 2009)

8. CONCLUSIONES

Obtener una calidad de vida y por tanto una funcionalidad frente a las actividades de la vida diaria es el objetivo de todo individuo, además ser capaz de potenciar las habilidades y destrezas hasta nuestros máximos es también una mentalidad que al menos en menor grado está presente en todos nosotros. Estudios examinan la calidad de vida en individuos con prótesis y la relacionan la eficacia frente a la caída, es decir la capacidad de mantenerse aspecto básico de la vida diaria, también observan una relación del aspecto físico con el mental y como un mayor estado de actividad física afecta positivamente a un estado mental (Barnett y col, 2013)

La biomecánica de la marcha, claramente alterada en sujetos con miembros amputados, supone un desafío a la hora de trabajar en los campos de la fuerza y propiocepción. Visto el comportamiento en función de velocidad, tipos de prótesis y tipos de superficie (Su y col, 2007, Su y col, 2011, Gates y col, 2012) los mecanismos de adaptación son variables dentro de un patrón más o menos estable que es el utilizado como guía de trabajo. El cuerpo en definitiva se adapta a lo que nosotros le pedimos, patologías aparte, por tanto, los estímulos asimilados por los sistemas que participan en el movimiento son distintos y por tanto la repercusión será distinta. Hay que tener un conocimiento claro de estas diferencias para no provocar un empeoramiento del sujeto. Vistos los puntos clave sobre todo a nivel de cadera y en menor medida de rodilla, ambas directamente implicadas en la marcha, no hay que olvidar el principio de unidad funcional y no olvidarse del resto, desde un trabajo de estructuras adyacentes (Extensores, abductores y aductores de cadera, a estructuras anexas (trabajo de core) e incluso de extremidades superiores que a nivel funcional para las AVD son fundamentales pero que entran en la dinámica de desplazamientos con funciones de balanceo y equilibración. No olvidemos que un profesional del deporte no puede quedarse en lo obvio y superficial, el trabajo debe ser completo y exhaustivo.

Existen estudios (Huang y Ferris, 2012) que muestran actividad en la musculatura distal, esto es que existe actividad, solo que obviamente no es funcional, sin embargo esta actividad puede ser utilizada para prótesis de socket de superficie de electrodos electromiográficos, lo cual puede aplicarse en el uso de prótesis robóticas que provoquen movimiento controlado a nivel de tobillo y que el patrón motor de la marcha se acerque un poco más a los parámetros normales.

Un trabajo orientado a la funcionalidad debe incluir ambos aspectos fuerza y coordinación (Nolan, 2012) por tanto se hace imprescindible en sujetos con amputación transtibial y por extensión a cualquier sujeto amputado o con pérdida parcial de funcionalidad trabajar ambos aspectos. Un buen desarrollo del programa de entrenamiento supone una mejora en la calidad de vida del sujeto así como la puerta hacia niveles altos de rendimiento.

Podemos observar que el trabajo de fuerza debe estar unido al de propiocepción existiendo autores que así lo utilizan (Nolan, 2012). Es por tanto fundamental el observar estos dos factores como elementos indisolubles cuya mejora afecta recíprocamente y por los que la mejora no puede darse de manera independiente.

9. AGRADECIMIENTOS

Mis mas sinceros agradecimientos a todo el profesorado de la Universidad Francisco de Vitoria por haber hecho de estos cuatro años toda una experiencia y por su apoyo y total disponibilidad, en especial a todos aquellos con los que empezamos esta andadura hace cuatro años.

Gracias en especial a Pablo G. Frutos por su guía y consejos.

Por último, gracias a S. por enseñarme como son las cosas en realidad y darme la oportunidad de aplicar conocimientos adquiridos.

Jorge Belmar Rivero

4º curso de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte

Tutor: Pablo González Frutos

Universidad Francisco de Vitoria

En Madrid a 5 de Junio de 2014

10. BIBLIOGRAFIA

Libros

A. Kapandji, Fisiología Articular 6ª edición Ed. Panamericana 2010

F.Paulsen y J. Waschke Sobotta, Anatomía General y Aparato Locomotor, Ed. Elsevier 2012

Schünke, Schulte, Schumacher, Voll, Wesker, Prometheus Tomo 1 Anatomía General y aparato Locomotor, Ed. Panamericana 2013

Artículos

Barnett CT, Vanicek N, Polman RC. *Temporal adaptations in generic and population-specific quality of life and falls efficacy in men with recent lower-limb amputations.* J Rehabil Res Dev. 2013;50(3):437-48.

Buis AW, Condon B, Brennan D, McHugh B, Hadley D. *Magnetic resonance imaging technology in transtibial socket research: a pilot study.* J Rehabil Res Dev. 2006 Nov-Dec;43(7):883-90.

Buckley JG. *Sprint kinematics of athletes with lower-limb amputations.* Arch Phys Med Rehabil. 1999 May;80(5):501-8.

Coleman KL, Boone DA, Laing LS, Mathews DE, Smith DG. *Quantification of prosthetic outcomes: elastomeric gel liner with locking pin suspension versus polyethylene foam liner with neoprene sleeve suspension.* J Rehabil Res Dev. 2004 Jul;41(4):591-602

Eshraghi A, Osman NA, Gholizadeh H, Ali S, Shadgan B. *100 top-cited scientific papers in limb prosthetics.* Biomed Eng Online. 2013 Nov 17;12:119. doi: 10.1186/1475-925X-12-119.

Gard SA, Konz RJ. *The effect of a shock-absorbing pylon on the gait of persons with unilateral transtibial amputation.* J Rehabil Res Dev. 2003 Mar-Apr;40(2):109-24.

Gates DH, Dingwell JB, Scott SJ, Sinitski EH, Wilken JM. *Gait characteristics of individuals with transtibial amputations walking on a destabilizing rock surface*. *Gait Posture*. 2012 May;36(1):33-9. doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.12.019. Epub 2012 Apr 1.

Geil MD. *Consistency, precision, and accuracy of optical and electromagnetic shape-capturing systems for digital measurement of residual-limb anthropometrics of persons with transtibial amputation*. *J Rehabil Res Dev*. 2007;44(4):515-24.

Gholizadeh H, Abu Osman NA, Eshraghi A, Ali S, Arifin N, Wan Abas WA. *Evaluation of new suspension system for limb prosthetics*. *Biomed Eng Online*. 2014 Jan 10;13:1. doi: 10.1186/1475-925X-13-1.

Grabowski AM, McGowan CP, McDermott WJ, Beale MT, Kram R, Herr HM. *Running-specific prostheses limit ground-force during sprinting*. *Biol Lett*. 2010 Apr 23;6(2):201-4. doi: 10.1098/rsbl.2009.0729. Epub 2009 Nov 4.

Huang S, Ferris DP. *Muscle activation patterns during walking from transtibial amputees recorded within the residual limb-prosthetic interface*. *J Neuroeng Rehabil*. 2012 Aug 10;9:55. doi: 10.1186/1743-0003-9-55.

Lass R, Kicking W, Guglia P, Kubista B, Kastner J, Windhager R, Holzer G. *The effect of a flexible pylon system on functional mobility of transtibial amputees. A prospective randomized study*. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2013 Dec;49(6):837-47. Epub 2013 Jul 9.

McGowan CP, Grabowski AM, McDermott WJ, Herr HM, Kram R. *Leg stiffness of sprinters using running-specific prostheses*. *J R Soc Interface*. 2012 Aug 7;9(73):1975-82. doi: 10.1098/rsif.2011.0877. Epub 2012 Feb 15.

Nolan L. *A training programme to improve hip strength in persons with lower limb amputation*. *J Rehabil Med*. 2012 Mar;44(3):241-8. doi: 10.2340/16501977-0921.

Norton K. *A brief history of prosthetics Motion, 2007*

Sanders JE, Nicholson BS, Zachariah SG, Cassisi DV, Karchin A, Ferguson JR.

Testing of elastomeric liners used in limb prosthetics: classification of 15 products by mechanical performance. *J Rehabil Res Dev*. 2004 Mar;41(2):175-86.

Sanders JE, Karchin A, Ferguson JR, Sorenson EA *A noncontact sensor for measurement of distal residual-limb position during walking.* J Rehabil Res Dev. 2006 Jul-Aug;43(4):509-16.

Sanders JE, Rogers EL, Abrahamson DC. *Assessment of residual-limb volume change using bioimpedance.* J Rehabil Res Dev. 2007;44(4):525-35.

Sanders JE, Harrison DS, Myers TR, Allyn KJ.

Effects of elevated vacuum on in-socket residual limb fluid volume: case study results using bioimpedance analysis. J Rehabil Res Dev. 2011;48(10):1231-48.

Sanders JE, Fatone S. *Residual limb volume change: systematic review of measurement and management.* J Rehabil Res Dev. 2011;48(8):949-86.

Srinivasan S., Westervelt E. R. and Hansen A. H. *A Low-Dimensional Sagittal-Plane Forward-Dynamic Model for Asymmetric Gait and Its Application to Study the Gait of Transtibial Prosthesis Users* J Biomech Eng 131(3), 031003 (Jan 05, 2009) (9 pages) doi:10.1115/1.3002757 History: Received June 27, 2007; Revised June 07, 2008; Published January 05, 2009

Su PF, Gard SA, Lipschutz RD, Kuiken TA. *Gait characteristics of persons with bilateral transtibial amputations.* J Rehabil Res Dev. 2007;44(4):491-501.

Su PF, Gard SA, Lipschutz RD, Kuiken TA. *The effects of increased prosthetic ankle motions on the gait of persons with bilateral transtibial amputations.* Am J Phys Med Rehabil. 2010 Jan;89(1):34-47. doi: 10.1097/PHM.0b013e3181c55ad4.

Tarantino F. *Propiocepción: Introducción teórica* www. efisioterapia. Net, 2009

Traballesi M, Delussu AS, Fusco A, Iosa M, Averna T, Pellegrini R, Brunelli S.

Residual limb wounds or ulcers heal in transtibial amputees using an active suction socket system. A randomized controlled study. Eur J Phys Rehabil Med. 2012 Dec;48(4):613-23. Epub 2012 May 28.

Weyand PG, Bundle MW, McGowan CP, Grabowski A, Brown MB, Kram R, Herr H. *The fastest runner on artificial legs: different limbs, similar function?* J Appl Physiol (1985). 2009 Sep;107(3):903-11. doi: 10.1152/jappphysiol.00174.2009. Epub

Zachariah SG, Saxena R, Ferguson JR, Sanders JE. *Shape and volume change in the transtibial residuum over the short term: preliminary investigation of six subjects.* J Rehabil Res Dev. 2004 Sep;41(5):683-94.

11. ANEXOS

En versión digital:

Documentación técnica protésica

Artículos de interés:

Matjačić Z, Burger H. *Dynamic balance training during standing in people with transtibial amputation: a pilot study.* Prosthet Orthot Int. 2003 Dec;27(3):214-20.

Ciaffaroni Castro D., Cucco A., Dellatorre L., Mazzone J. y Bazán N. *Estimación del peso total en personas amputadas en miembros inferiores.* Universidad Nacional de San Martín. ReCAD – Revista electrónica de Ciencias Aplicadas al Deporte, Vol. 4, N°13, Junio 2011.

Anexos informativos varios:

Exercises for lower limb amputees

Gait training

Motion analysis and postural stability of transtibial prosthetics users

Neuromechanical Redundancy for Gait Compensation in Transtibial Amputees

Perception of walking surface by transtibial amputees

Prosthetic Rehabilitation Manual

Transtibial (Below Knee) Exercise Manual