



UNIVERSIDAD DE JAÉN

**FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD
DEPARTAMENTO DE CIENCIAS DE LA SALUD**

TESIS DOCTORAL



**ELEMENTOS DE PRONÓSTICO EN
AMPUTADOS DE MIEMBROS
INFERIORES SOMETIDOS A PRÓTESIS**

PRESENTADA POR:

INÉS MARÍA FAJARDO MARTOS

DIRIGIDA POR:

Prof. Dr. FIDEL HITA CONTRERAS

Prof. Dr. INDALECIO SÁNCHEZ-MONTESINOS GARCÍA

Jaén, septiembre de 2018



FIDEL HITTA CONTRERAS, Doctor y Profesor Titular del Departamento de Ciencias de la Salud, Área de Conocimiento de Anatomía y Embriología Humana, de la Universidad de Jaén,

CERTIFICA:

Que el trabajo de investigación **“Elementos de pronóstico en amputados de miembros inferiores sometidos a prótesis”** presentado para optar al Grado de Doctor, ha sido realizado por la licenciada en Medicina y Cirugía **D^a Inés María Fajardo Contreras** bajo nuestra dirección, considerando quien suscribe que reúne todos los requisitos científicos y legales recogidos en la legislación vigente para su lectura y defensa.

Y para que así conste, donde proceda, firmo el presente en Jaén a 4 de septiembre de 2018.

Fdo.: Fidel Hita Contreras

INDALECIO SÁNCHEZ-MONTESINOS GARCÍA, Doctor y Catedrático de Universidad del Departamento de Anatomía y Embriología Humana de la Universidad de Granada,

CERTIFICA:

Que el trabajo de investigación “**Elementos de pronóstico en amputados de miembros inferiores sometidos a prótesis**” presentado para optar al Grado de Doctor, ha sido realizado por la licenciada en Medicina y Cirugía **D^a Inés María Fajardo Martos** bajo nuestra dirección, considerando quien suscribe que reúne todos los requisitos científicos y legales recogidos en la legislación vigente para su lectura y defensa.

Y para que así conste, donde proceda, firmo el presente en Granada a 4 de septiembre de 2018.



Fdo.: Indalecio Sánchez-Montesinos García

A mi familia, motor de mi vida.

Agradecimientos

Al Profesor D. Indalecio Sánchez-Montesinos García, por confiar en este trabajo en todo momento, por su apoyo continuo y por el entusiasmo que me ha sabido transmitir. Por su afecto desde que lo conocí en mi época universitaria, su perseverancia, su profesionalidad y su compromiso con la docencia son un ejemplo para todo el que lo conocemos.

Al Profesor D. Fidel Hita Contreras, por sus conocimientos y amplia visión de la investigación científica, elementos clave en la realización de este trabajo. Por su eficiencia, su atención constante a cada uno de mis requerimientos, su amabilidad y ayuda.

Trabajar con ellos ha sido un privilegio y un placer mayor del que pude imaginar, ambos ejemplo de voluntad, esfuerzo y trabajo. Dos profesionales competentes, comprometidos con su trabajo, entregados, pacientes, afectuosos y que gracias a su tesón y su buen hacer este proyecto ha tenido final.

A la Profesora Dña. Aurora Bueno Cavanillas, por sus planteamientos desde el comienzo, por sus conocimientos y visión epidemiológica que han sido fundamentales en la elaboración del presente trabajo de investigación. Por su afecto y amabilidad en tantos momentos delante de las aplicaciones informáticas y de las tablas de datos.

Al Dr. Ramón Zambudio, con el que comencé a conocer el mundo de los amputados cuando era residente de Rehabilitación y que amablemente me procuró sus pacientes. Siempre será mi referencia en el aprendizaje sobre amputados y su protetización.

Todos ellos me han ayudado, me han estimulado y alentado a desarrollar un enfoque científico de la medicina y me han inculcado la necesidad de continuar aprendiendo.

A mis amigas, la Dra. Mercedes Rodríguez del Castillo, que me ayudó pacientemente con la búsqueda bibliográfica y a Dña. María Joaquina Requena Muñoz, que ha aportado

su maestría en los dibujos de este proyecto. A D. Antonio Sánchez López que me introdujo en el mundo de los procesadores bibliográficos.

Al Complejo Hospitalario Virgen de las Nieves y especialmente a la Jefa del Servicio de Rehabilitación y Medicina Física, la Dra. Inmaculada García Montes, que autorizó el acceso a las historias clínicas de los pacientes amputados. Al personal de la Unidad de Prótesis y Ortesis que han puesto a mi alcance los medios que he necesitado para que se realice este trabajo. A Dña. Mercedes Alonso, por su ayuda en la recogida de las historias de pacientes amputados y su apoyo constante. A D. José Pérez Castillo que me preparaba pacientemente las historias clínicas en papel depositadas en el Archivo del Hospital y posteriormente fue Dña. Antonia Fernández Valdivia, de Documentación Clínica, quien me facilitó la búsqueda de los números de las historias clínicas de los pacientes amputados mayores siguiendo el CIE-9.

Al profesor D. Rafael López Guzmán, catedrático de Historia del Arte y amigo desde la adolescencia, con quien disfrutábamos escuchando relatos de pasajes históricos mientras paseábamos. Hoy día continúa haciéndolo con el mismo entusiasmo de entonces. Uno de esos relatos ha sido un personaje irrepetible de nuestra historia, Blas de Lezo.

A mi padre, con quien despertó mi vocación de médico que nunca me ha abandonado. Por su entrega a los demás y a su trabajo, por todo lo aprendido con él y a su lado y por lo que en la distancia he podido desarrollar gracias a su ejemplo.

A mi madre, siempre atenta a mis necesidades, por su apoyo y su incondicional presencia a lo largo de mi vida.

A Antonio, mi marido, por su apoyo constante y por caminar a mi lado en cada una de las vicisitudes que nos ha puesto la vida.

A mis hijos Antonio e Inés, ellos sin quererlo han sido magos artífices en desvirtuar el paso del tiempo: rápido en verlos crecer y sin embargo lento en la gestación de este proyecto.

Agradezco a mi familia la forma en que han respetado mi tiempo de estudio y trabajo, el modo en que han apoyado mis proyectos y mis ilusiones y el ánimo recibido cuando las fuerzas me han faltado. Ellos son la energía que necesito.

A los compañeros y circunstancias que de alguna manera fueron una de las razones de comenzar esta tesis y muy especialmente a los amigos que han estado presentes en todo momento y me han apoyado incondicionalmente en toda la trayectoria.

A todos los pacientes que en el anonimato han contribuido a mi aprendizaje, por los que merece la pena esforzarse en estudiar, aprender e investigar para mejorar su calidad de vida.

Hay una fuerza motriz más poderosa que el vapor, la electricidad
y la energía atómica: la voluntad.

Einstein

INDICE

No hay viento favorable para el que no sabe donde va.

Séneca

INDICE	Página
I Introducción	1
1. Historia de la amputación y protetización de miembro inferior	2
1.1. Historia de la amputación	2
1.2. Historia de la protetización	6
2. Aspectos epidemiológicos de la amputación de miembro inferior	13
3. Cirugía del paciente amputado de miembro inferior	14
3.1. Conceptos generales	14
3.2. Niveles de amputación	15
3.2.1. Amputación tibial o infracondílea	15
3.2.2. Amputación femoral o supracondílea	17
4. Prótesis de miembro inferior	18
4.1. Componentes en contacto con el muñón y sistema de suspensión	19
4.1.1. Prótesis femoral	19
4.1.2. Prótesis tibial	25
4.2. Pie protésico	30
4.2.1. Pie uniaxial	31
4.2.2. Pie multiaxial	32
4.2.3. Pie almacenador de energía	33
4.2.4. Pie electrónico	33
4.2.5. Pie biónico	33
4.3. Adaptadores	34
4.4. Revestimiento cosmético de la prótesis (Funda cosmética)	34

5. Chequeo de la prótesis	34
5.1. Alineación estática	35
5.2. Alineación dinámica	36
6. Calidad de vida del paciente amputado y su impacto socioeconómico	37
7. Rehabilitación del paciente amputado de miembro inferior	38
7.1. Objetivos	38
7.2. Fases del proceso de rehabilitación del amputado de miembro inferior	40
7.2.1. 1ª Fase: Fase pre-protésica	40
7.2.2. 2ª Fase: Fase protésica: Prótesis provisional	44
7.2.3. 3ª Fase: Fase protésica: Prótesis definitiva	46
7.3. Factores predictivos de éxito de la protetización	47
II Objetivos	49
III Material y métodos	51
1. Diseño del estudio y participantes	52
1.1. Criterios de inclusión	52
1.2. Criterios de exclusión	53
1.3. Tamaño de la muestra	53
2. Tipos de prótesis	54
3. Variables de estudio	55
3.1. Género y edad	55
3.2. Motivo de amputación	55
3.3. Nivel amputación	56
3.4. Características del miembro conservado	56
3.5. Características del muñón	56

3.6. Comorbilidades	57
3.7. Tiempo hasta el inicio de la rehabilitación	58
3.8. Características del tratamiento de rehabilitación	58
4. Definición de éxito en la protetización	59
5. Análisis estadístico	60
6. Comité de Ética	61
IV Resultados	62
1. Análisis descriptivo de la muestra	63
2. Estudio de las asociaciones individuales	68
3. Estudio del éxito o fracaso en la protetización	75
V Discusión	80
1. Análisis de los factores pronósticos	81
1.1. Etiología	81
1.2. Género y edad	83
1.3. Nivel de amputación	84
1.4. Comorbilidad	85
1.5. Estado del muñón y del miembro conservado	87
1.6. Tiempo hasta el inicio, duración e interrupción de la rehabilitación	88
2 Factores predictivos de éxito y fracaso de la protetización	90
2.1. Etiología	91
2.2. Género y edad	92
2.3. Nivel de amputación	93
2.4. Comorbilidad	94
2.5. Estado del muñón y del miembro conservado	95

2.6. Tiempo hasta el inicio de la rehabilitación	96
VI Conclusiones	97
VII Bibliografía	101
VIII Anexos	116
Anexo 1.- Documento para entregar al paciente amputado femoral	117
Anexo 2.- Documento para entregar al paciente amputado tibial	118
© Reconocimiento a Don Blas de Lezo, amputado tibial insigne	119

I.- INTRODUCCIÓN

Para entender una ciencia es necesario conocer su historia.

Auguste Comte

1. Historia de la amputación y de la protetización del miembro inferior

La amputación es uno de los procedimientos quirúrgicos mayores más antiguos en la historia de la humanidad. A través de miles de años, las amputaciones han tenido diversos propósitos: punitivos, rituales y terapéuticos.

Como procedimiento quirúrgico con fines terapéuticos fue introducido por Hipócrates. Poco a poco se fueron venciendo las complicaciones que esta técnica traía consigo. Para paliar la hemorragia, Hipócrates comenzó realizando la cauterización de pequeños vasos, posteriormente se inició la ligadura para grandes vasos y finalmente el uso del torniquete para provocar isquemia en el campo quirúrgico. Esto, junto con el control del dolor y de la infección, conllevaría a una mejora de las técnicas quirúrgicas, completándose con el progreso y el perfeccionamiento de las prótesis y las técnicas de rehabilitación; y todo ello al incremento de la calidad de vida del paciente amputado y de la reinserción social y laboral existente en nuestros días.

1.1. Historia de la amputación

Existen algunas evidencias que muestran que desde unos 40 ó 45.000 años a. C., en el Neolítico, se efectuaban mutilaciones. Los arqueólogos refieren restos del hombre del Neanderthal que muestran signos de haber vivido después de haber sufrido la amputación de un miembro. Se producían probablemente por accidente, castigo o algún rito mágico (Vitali, 1985a). En Egipto se han encontrado evidencias de amputación de una extremidad y colocación de la prótesis correspondiente en algunas momias, pero puede ser parte del arte del embalsamador ya que no hay evidencias de que se utilizaran en vida. (Lain-Entralgo, 1998).

Sin embargo, se considera que el primer informe de amputación por motivos médicos data en la Antigua Grecia, siglo de Pericles, se encuentra en el tratado de “De

las articulaciones” de Hipócrates, padre de la Medicina (Isla de Cos. 460 a. C.- Tesalia 360 a. C.). Se habla de una amputación por gangrena vascular (Vitali, 1985a), por aplastamiento o por vendajes apretados después de fracturas. También describió la desarticulación de rodilla y refirió el cauterio para la hemostasia, útil sólo para pequeños vasos (Rutkow, 1993).

Posteriormente en Roma, Celsus (25 a. C. - 50 d. C.) apoyó la técnica de amputación circular y mencionó la posibilidad de usar ligaduras vasculares para el control de la hemorragia. Cirujanos griegos que ejercieron en Roma alrededor de los siglos I y II d. C. (Arquígenes de Apamea, Heliodoro, Rufus de Efeso y Antilo) y cuyas obras se conocen por los fragmentos que se mencionan en los trabajos de Aetius de Amida (502-575 d. C.) y Oribasius (325-403 d.C.), refieren que se hicieron extensas observaciones sobre las amputaciones, ligadura de vasos y el uso de bandas constrictoras, que pudieran corresponder al antecedente más remoto del torniquete (Lain-Entralgo, 1998).

Cosme y Damián, gemelos nacidos en Asia menor, cristianos, eran “médicos viajeros” que no cobraban por sus servicios. Durante la persecución de cristianos iniciada por el emperador Diocleciano fueron aprehendidos, torturados y decapitados (300 d.C.). Convertidos en santos por sus curaciones milagrosas, entre las que se encuentra el trasplante de una extremidad inferior de un esclavo moro que acababa de morir a un noble caucásico, después de que a este último se le hiciera una amputación infracondílea. Este homo trasplante de donador cadavérico fue plasmado en diversas pinturas hacia el año 1500 (Rutkow, 1993), una de ellas se conserva en el Museo de Bellas Artes de Valladolid.

Durante el oscurantismo de la Edad Media hubo escasa producción científica y, por lo tanto, muy poca información escrita como en ilustraciones (Rutkow, 1993).

En el Renacimiento fue Ambroise Paré (1510-1590), quien durante sus actividades como cirujano militar, aprendió las técnicas para realizar la amputación y las describió en la obra “Dix Livres de la chirurgie avec le magasin des instruments nécessaires a icella” (1564). Aunque para grandes vasos la ligadura se comenzó a usar por Celso en el siglo I, fue Paré el que la reintrodujo durante la amputación, donde era precisa una gran rapidez de ejecución para evitar el shock hemorrágico. Además de eminente cirujano, realizaba prótesis para sus pacientes. (Vitali, 1985a). (Rutkow, 1993).

Durante los los siglos XVI, XVII y XVIII, las técnicas y los niveles quirúrgicos fueron desarrollándose poco a poco, comenzaron a usarse colgajos cutáneos para modelar los muñones de amputación sobre el antiguo método circular y a realizarse amputaciones en distintos niveles de la extremidad inferior. En el desarrollo de las técnicas quirúrgicas destacaron numerosos cirujanos, distinguiéndose cada uno de ellos por la mejora de alguna materia: W. Clowes (1558-1604) describió la amputación supra condílea y fue uno de los primeros en utilizar colgajos cutáneos para cubrir el muñón (1599); W. F. Von Hilden (1560-1634) escribió “De gangrena et es phacelo” (Colonia, 1593) el primer tratado quirúrgico en el cual el cirujano recomendaba realizar la amputación en tejido sano, pero tratando de conservar la mayor longitud de la extremidad para tener un buen muñón; J. L. Petit (1674-1750) acuñó el término torniquete en 1718, diseñó un modelo de rosca, el cual se utilizó profusamente en su época. Por otro lado, mejoró la técnica de la amputación circular al realizar el corte de los planos a dos diferentes niveles en lugar de la técnica en guillotina. Heister (1683-1758) escribió “Chirurgie in Welchir Alles wos Zur Wund-Artzney Gehoret, Nach der Neuesten und Besten art”, el texto quirúrgico más popular del siglo XVIII, con numerosas traducciones al latín, inglés, español, francés, italiano y holandés, en él ilustra una amputación infracondílea con colgajo posterior

largo; Langenbeck (1776-1851) introdujo en la técnica quirúrgica el uso de dos colgajos para la construcción del muñón, uno interno y otro externo, tardando sólo 4 minutos en efectuar el procedimiento (Rutkow, 1993); W. Fergusson (1808-1877) propugnó criterios quirúrgicos conservadores para efectuar las amputaciones por “el horror” que le causaban, se dice que era uno de los cirujanos más veloces de su época.

Simultáneamente a la mejora de las técnicas quirúrgicas se fueron desarrollando, durante los siglos XVI, XVII y XVIII, distintos niveles de amputación. F. Chopart (1743-1795) puso de moda las desarticulaciones, diseñando la amputación a nivel del pie que lleva su nombre, que conserva el astrágalo y el calcáneo y que modela el muñón con los tejidos plantares; D. J. Larrey (1766-1842), cirujano militar muy activo en las campañas de guerra napoleónicas, fue uno de los primeros cirujanos en efectuar la desarticulación coxofemoral; J. Lisfranc (1790-1847) describió la amputación a nivel de la articulación tarso-metatarsiana del pie (1815); A. Velpau (1795-1867) describió la técnica para la desarticulación de la rodilla (1830) (Villaseñor, 2009); J. Syme (1799-1870) diseñó la desarticulación del tobillo (1842). Más tarde N. Pirogoff (1810-1881), basándose en esta técnica de Syme, describió la amputación a nivel de tobillo conservando una porción inferior del calcáneo en el extremo inferior del colgajo, siendo nominada técnica osteoplástica (1854) (Rutkow, 1993); J. Malgagne (1806-1865) cirujano francés quien diseñó la amputación subastragalina del pie.

A finales del s XVIII, el cirujano A. Verneuil (1823-1895) realizó una recopilación de los resultados de las amputaciones de los hospitales parisinos en 1872 y concluye acerca de las heridas de los muñones: “no se ha progresado sobre los métodos usados a finales del siglo XVI” (Lain-Entralgo, 1998).

La llegada de la cirugía moderna ocurre al comienzo del siglo XIX. Varios acontecimientos contribuyeron: por un lado, a la aparición de la anestesia: el óxido nitroso (H. Wells: 1815-1848), el éter (W. Morton: 1819-1868) y el cloroformo (J. Young Simpson: 1811-1870); por otro lado, la introducción de los conceptos de asepsia y antisepsia por Lister en 1867. Todo ello permitió que, antes de la primera guerra mundial (1914-1918), los cirujanos desarrollaran nuevas técnicas y la llegada de una nueva cirugía (Vitali, 1985a).

Después vendría el descubrimiento de la penicilina por Fleming en 1928 y la introducción del concepto de la mioplastia en los amputados para mantener una adecuada función del muñón (Ertl, 1949), ambas añadirían importantes mejoras en la cirugía del amputado. Habrá que esperar a la segunda guerra mundial (1939-1945) para la formación de una unidad para el estudio de las amputaciones y las prótesis (Vitali, 1985a).

Un nuevo concepto en la cirugía del amputado de miembro inferior es la osteointegración. Consiste en la inserción de un tornillo de titanio en el hueso de la extremidad amputada durante el acto quirúrgico, la prótesis se anclará al tornillo de titanio posteriormente. Es un método permanente que puede proporcionar muchas ventajas dependiendo del estilo de vida del paciente (Zambudio-Periago, 2007)

1.2. Historia de la protetización

Paralelamente a la amputación había una preocupación por el uso de ayudas que paliaran este déficit corporal y funcional. Sin duda, se han utilizado extremidades artificiales desde el comienzo de la humanidad. Posteriormente, personajes destacados como Ambroise Paré diseñaron prótesis articuladas. Los cambios y progresos se continuaron y desde la segunda mitad del siglo XX los avances en biomecánica y biomateriales han hecho que se produzcan las diferentes prótesis ligeras y funcionales

que existen en la actualidad.

Las primeras prótesis eran simples fragmentos de ramas para suplir el segmento extirpado. Existen evidencias en dibujos, relieves y cerámica de elementos que suplían al miembro amputado, algunas de las cuales datan de 1500 años a. C.

La primera crónica escrita de una prótesis de miembro inferior es el de un soldado persa, Hegesistratus, de quien Herodoto informó que en el 484 a. C, tras ser condenado a muerte por los espartanos, fue atado por la pierna con una argolla y escapó de la prisión cortándose uno de los pies y reemplazándolo por uno de madera. Sin embargo, la extremidad artificial más antigua conservada que existía era una pierna de cobre y madera desenterrada en Capri, Italia, en 1858, que supuestamente se fabricó alrededor del 300 a C. Se conservaba en el Colegio Real de Cirujanos de Londres, pero desafortunadamente fue destruida durante un bombardeo de Londres en la Segunda Guerra Mundial. (Bennett-Wilson Jr., 1960).

En la época precristiana hasta el siglo XV hay un extenso periodo de silencio médico. Hasta el siglo XVI las prótesis de miembro inferior eran de madera, las llamadas “patas de palo”. Sin embargo, la Edad Media ofrece muchos ejemplos de retratos para el estudio de las muletas que proporcionan una crónica interesante de la pata de palo y la muleta con la rodilla doblada. Si se trataba de guerreros, las prótesis tenían apariencia de armadura con un papel más estético que funcional (Hernigou, 2014).

El avance más importante llegó en el Renacimiento con Ambroise Paré (1510-1590). Es considerado el padre de la cirugía de amputación y del diseño protésico moderno. No sólo describió las técnicas de amputación, sino que también diseñó y elaboró prótesis para amputado de extremidades superior e inferior y las introdujo en la comunidad médica. Trabajó con un cerrajero de París con quien diseñó varios de los primeros

miembros artificiales, similares a los de una armadura y utilizó a un herrero para articularlas y darles algún movimiento. En su libro “Oeuvres” ilustra una prótesis compleja para la amputación por encima de la rodilla. (Rutkow, 1993). Inventó un dispositivo por encima de la rodilla, que consistía en un arnés ajustable que podía flexionarse en la rodilla, con control de bloqueo de rodilla y una prótesis de pie con una posición fija (Thurston, 2007). En la figura 1 se muestra la prótesis de miembro inferior para amputado femoral descrita por Ambrosie Paré en 1571. Las placas de metal

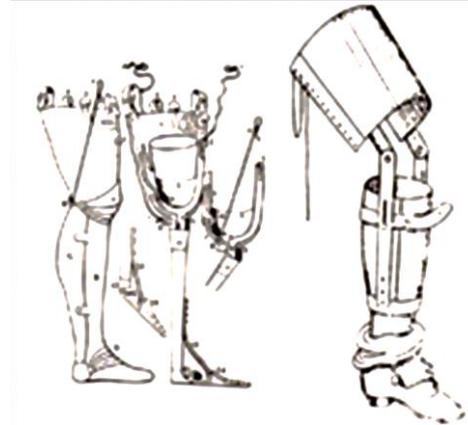


Figura 1.- Prótesis Ambroise Paré (1561).

le dan apariencia de una armadura, enmascara una pierna artificial para una amputación femoral. Está equipada con una articulación en la rodilla para permitir que el usuario se siente en su caballo pero cuidando que la rodilla sea rígida para caminar (Fliegel y Feuer, 1966).

Durante los siglos XVII y XVIII siguieron desarrollándose las prótesis de miembro



Figura 2.- Prótesis de Verduyn (1696).

inferior y aparecieron los distintos mecanismos articulados para rodilla y pie. En 1696, Pieter Verduyn desarrolló la primera prótesis por debajo de la rodilla, con encaje de cuero y corselete de muslo, con eslabones articulados laterales, lo que más tarde sentaría las bases de los actuales dispositivos de articulación y corsé (figura 2. Prótesis de Verduyn, tomada de Fliegel y Feuer, 1966).

Por su similitud histórica, cabe reseñar la figura del Almirante Blas de Lezo,



Figura. 3.- Almirante Blas de Lezo (1689-1741).

personaje histórico de alta relevancia que venció en la Batalla de Cartagena de Indias (1741). Sufrió fractura conminuta de tibia y peroné en pierna izquierda por herida de bala que precisó amputación tibial y usó una pata de palo con corselete de cuero a modo de prótesis de miembro inferior (figura 3. Escultura del Almirante D.Blas de Lezo en el Museo Naval de Madrid).

En 1800, Potts diseñó un ingenioso miembro de madera, una prótesis elaborada con una pierna de madera con encaje, una articulación de rodilla de acero y un pie articulado controlado por tendones de cuerda de tripa de gato desde la rodilla hasta el tobillo. Se hizo famosa como la “Pierna de Anglesey” porque fue usada por el *marqués de Anglesey*, que perdió su pierna en la batalla de Waterloo (figura 4. Pierna de Anglesey. Fabricada originalmente en 1816, modelo posterior, tomada de Fliegel y Feuer, 1966).

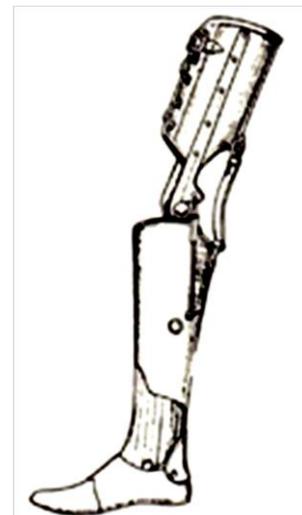


Figura. 4.- Pierna de Anglesey. (1816).

A lo largo del s. XIX siguen avanzando los diseños de prótesis y comienzan a mejorarse los materiales. En 1846, Benjamín Palmer idea su propia pierna protésica con articulaciones metálicas en rodilla y tobillo (Fernández-González, 2009b).

Paralelamente se fueron mejorando los materiales, en 1868, Gustav Hermann sugirió

el uso de aluminio en lugar de acero para que las extremidades artificiales fueran más livianas y funcionales.

Pero los cambios más importantes se producen en el transcurso del s. XX. En 1912 Charles Desoutter, ingeniero, elaboró la primera prótesis de aluminio, más liviana que las anteriores realizadas en acero. La realizó para su hermano, un famoso aviador inglés que perdió su pierna en un accidente de avión.

Tras la Primera Guerra Mundial, que motivó numerosas amputaciones, los gobiernos de los países involucrados en la contienda tomaron conciencia de la necesidad de dar respuesta a los mutilados de guerra. Se inauguró el primer centro de rehabilitación exclusivamente para amputados en Roehampton (Gran Bretaña) en 1915 y se aseguró por normativa legal que todos los amputados tuvieran dos prótesis así como que, tanto el mantenimiento como la renovación, corrieran a cargo del Estado a lo largo de la vida del paciente (Fernández-González, 2009b).

Después de la Segunda Guerra Mundial, el Cirujano General del Ejército Norman T. Kirk fue responsable del cuidado de 599.724 soldados heridos (Dougherty, DeMaio, 2014). Para asegurarse de que los amputados de guerra recibieran la mejor atención posible recurrió a la Academia Nacional de Ciencias de los EEUU, que culminó en un programa de investigación financiado por el gobierno en 1945. Este acuerdo facilitó el camino para el desarrollo y la producción de prótesis más modernas. Se crearon varios hospitales dedicados exclusivamente a amputados en los que además de la cirugía se realizaba el tratamiento rehabilitador y la adaptación de la prótesis. A través de diversos programas legislados, la Asociación de Veteranos impulsó el desarrollo y la investigación de prótesis. Se creó el Programa “Artificial Limb”, con la idea inicial de que los médicos y cirujanos pudieran proporcionar a los ingenieros los criterios de diseño

para los componentes de la prótesis y de que un buen diseño de ingeniería, junto con materiales modernos, daría como resultado dispositivos que podrían resolver muchos de los problemas del amputado. Se estableció un proyecto conjunto en la Universidad de Berkeley (California), de la Escuela de Ingeniería de Berkeley y de la Escuela de Medicina de San Francisco. El resultado comienza a aparecer un año después, se realizó el encaje de succión para prótesis femorales con un nuevo diseño biomecánico en la fabricación del encaje y la alineación de las prótesis (Bennett-Wilson Jr., 1960).

Al mismo tiempo, se estaban llevando a cabo proyectos de diseño y desarrollo en otros hospitales del Ejército (Hospital Naval de Mare Island y de Oakland) y en diversas universidades. La Universidad de Nueva York y el laboratorio de Administración de Veteranos en Nueva York que más tarde se convirtió en parte del Veterans Administration Prosthetics Center (VAPC), contribuyó en gran medida a los proyectos de desarrollo y evaluación establecidos dentro del programa.

En los años 60, en la Universidad de Berkley se trazan dos encajes diferentes para dos niveles de amputación: Radcliffe y Foot diseñan el encaje cuadrangular para amputados femorales que proporciona un apoyo den de peso en zona glútea e isquiática y Radcliffe y Foof en 1961 el encaje PTB (Patellar Tendon Bearing) para amputados tibiales, encaje de contacto total (Sewell y cols., 2000; Yiğiter, Sener y Bayar, 2002). Supuso un avance en la mejora del edema en el muñón producido por los encajes anteriores.

En los años siguientes hasta la década de los años 80 se han mejorado los encajes, tanto en los materiales como en su estructura, han avanzado los sistemas de suspensión y han progresado las rodillas y pies protésicos. En la actualidad hay una variedad amplia de opciones para las prótesis disponibles. Los nuevos avances reflejan mejoras en varios

campos: los materiales son más ligeros y resistentes (fibra de carbono) y mejores métodos de fijación y ajuste del muñón-encaje.

Como resultado, el mejor diseño de las prótesis femorales mejoró la rehabilitación de estos pacientes; los amputados portadores de prótesis tibiales pueden tener mayor control y mejor adaptación de la prótesis en comparación con los anteriores, (Bennett-Wilson Jr., 1960; Norton, 2007).

A principios de la década de los 90 comenzaron a incorporarse en el diseño de prótesis los microprocesadores, una innovación que representa un gran salto hacia el desarrollo de diseños de rodillas que permiten la aceleración y desaceleración del balanceo de la pierna en la marcha (Bennett-Wilson Jr., 1960; Fernández-González, 2009b).

Con el desarrollo de prótesis biónicas se intenta aprovechar el sistema sensorial y motor residual para transmitirlo a la parte amputada (Craelius, 2002). Recientemente, Hugg Herr ha sido Premio Princesa de Asturias de Investigación 2016, doctor en Biofísica y máster en Ingeniería Mecánica, dirige el grupo de investigación interdisciplinar (agrupa conocimientos de mecánica, electrónica, biología, robótica y neurología) con el objetivo de mejorar la discapacidad motora. Él mismo es doble amputado tibial desde 1964, después de un accidente de montaña y portador de prótesis biónicas.

La historia y la evolución de la amputación y la restitución protésica del miembro ponen de manifiesto que la perseverancia en la búsqueda, la investigación y la experimentación de las distintas generaciones han hecho posible la mejora, no sólo de la sustitución estética del miembro, sino de la mejora en su función cada vez más perfeccionada.

2. Aspectos epidemiológicos de la amputación de miembro inferior

La incidencia de amputaciones varía de 1,2 a 4,4 por cada 10.000 habitantes en diferentes países de centro de Europa, norte de América y este de Asia (Unwin, 2000), y la mayoría se realiza en la extremidad inferior, hasta el 90% (Ephraim y cols., 2003).

En los países desarrollados, la causa principal de la amputación de miembros inferiores es la etiología vascular, por aterosclerosis (Marks y Michael, 2014), siendo la diabetes la causa más frecuente de amputación de miembros inferiores tanto en Italia (Papazafiropoulou y cols., 2009) como en Alemania (Kröger y cols., 2017). En el Reino Unido hay alrededor de 5.000 nuevas amputaciones mayores al año (Luff R, 2000) y, de ellos, tres cuartos se deben a causa isquémica (Butler y cols., 2014). En EEUU también destaca la etiología vascular seguida de la traumática (Raichle y cols., 2008). Sin embargo, en Australia (Roffman, Buchanan y Allison, 2014) reporta un predominio de la etiología infecciosa seguida de la vascular y la traumática.

En España, Calle-Pascual y cols. (2001) en el Área 7 de salud de Madrid, entre los años 1989 y 1999, encuentran una tasa de incidencia mayor en hombres, oscilando entre 2,8 y 3,7 cada 100.000 habitantes/año para estos y de 0,5 cada 100.000 habitantes/año para las mujeres. Se incrementa con la edad, sobre todo a partir de los 60 años. La proporción de amputaciones de miembro inferior asociadas a diabetes mellitus osciló entre el 60 y el 80% (Calle-Pascual y cols., 2001).

Para el periodo 2001-2006 en el área 3 de salud de Madrid, el estudio de Rubio y cols. (2010) encontró una incidencia de 191 amputaciones de miembro inferior por 100.000 habitantes (Rubio y cols., 2010). En Andalucía desde 1998 hasta 2006, la incidencia publicada es de 69,7 amputaciones de miembro inferior por cada 100.000 pacientes con diabetes por año (Almaraz y cols., 2012).

En las Islas Canarias, un estudio señala una incidencia de amputaciones de miembro inferior de 319,7 por 100.000 habitantes, tanto diabéticas como no diabéticas (Aragón-Sánchez y cols., 2009).

La publicación de López de Andrés (2015) revela en España en el periodo 2001-2008 una reducción de amputados de miembro inferior no traumático, con diferentes tendencias en pacientes con diabetes tipo 1 y pacientes sin diabetes, pero se observó una tendencia al alza en amputados de miembro inferior relacionado con la diabetes tipo 2.

En otros países se cita como una causa muy frecuente de las amputaciones las causadas por traumatismos relacionados con conflictos bélicos, lesiones laborales o de tráfico. En Turquía, la explosión de minas terrestres es la causa más común de amputación, un 92,7% (Yaşar y cols., 2017). En EEUU, entre los combatientes en conflictos militares, la tasa de amputación oscila entre 14-19% (Islinger, Kulko y McHale, 2000), aunque la causa más frecuente de amputación de miembros inferiores en la población general es la etiología vascular (Marks y Micahel, 2014).

3. Cirugía del paciente amputado de miembro inferior

3.1. Conceptos generales

Sir William Fegursson (1808-1877) decía sobre la amputación “...es la más vil de las operaciones y, sin embargo, una de las más admirables. Vil cuando se recurre a ella de forma fácil gratuita, pudiendo haber hecho algo mejor y admirable cuando constituye el único medio de proporcionar un consuelo en la vida...” (Vitali, 1985a)

Hoy en día sigue vigente este concepto. Debemos de entender la amputación como una acción de reconstrucción y como la creación de un nuevo órgano funcional, el muñón. Este debe ser indoloro, bien cicatrizado y estable para su protetización, lo que

permitirá al amputado tener una marcha segura y retomar una vida lo más parecida posible a la que tenía previamente (Lisbona, 2005).

Desde mediados de los años cincuenta hay una tendencia a conservar la articulación de la rodilla. El avance en las técnicas diagnósticas y quirúrgicas ha contribuido a que actualmente la amputación por debajo de la rodilla sea mucho más frecuente que hace unos años. Es preferible realizar una amputación tibial con un muñón corto a llevar a cabo una amputación femoral (Pernot y cols., 1997; Pernot y cols., 2000). En la primera, la cicatrización quirúrgica y la protetización es más rápida y tiene mejores resultados y mayor readaptación socio laboral (Weiss, y cols., 1990; Cutson, Bongiorno, 1996)

3.2. Niveles de amputación

Los niveles de amputación se detallan en la figura 5 (Serra-Gabriel, 2001).

Nos centraremos en los niveles de amputaciones mayores que presentan nuestros pacientes: amputación infracondílea y amputación supracondílea.

3.2.1. Amputación tibial o infracondílea

El cirujano debe intentar salvar la longitud máxima del miembro. La longitud inicial varía entre 12,5 y 15,5 cm. según la estatura del paciente. (Latorre-Raez y cols., 2005).

Netz, Stark y Ringert (1983), en pacientes con insuficiencia vascular, encuentran varias ventajas en la actuación conservadora del cirujano, ya que con una prótesis tibial la apariencia del paciente es más natural, la deambulación es más ergonómica, precisando

menos energía y la sedestación es más estable que con el uso de una prótesis femoral.

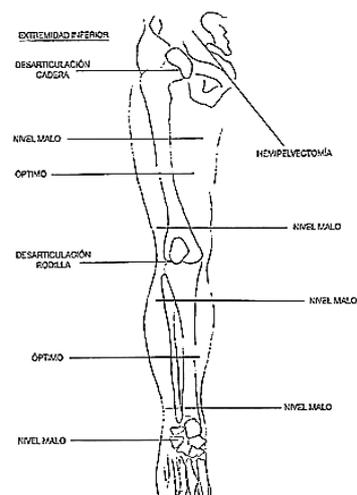


Figura 5.- Niveles de amputación de miembro inferior.

Además, en pacientes en malas condiciones físicas, la utilización de una prótesis tibial es más probable que el uso de una prótesis femoral por el mayor coste energético necesario para caminar. El muñón resultante no es de carga, el peso se soporta en la extremidad proximal de la tibia y el peroné le proporciona una estructura piramidal que da estabilidad al muñón (Latorre-Raez y cols., 2005).

El nivel de amputación tibial ideal está situado en el tercio medio de la pierna. En las amputaciones en un nivel más bajo es complicado el almohadillado del muñón y, si la etiología es vascular, la zona distal puede quedar con una irrigación insuficiente. En un nivel más alto, en un muñón tibial corto la protetización es más difícil, pero puede protetizarse si cumple varias condiciones: longitud de 7 cm. desde la meseta tibial y conservación del aparato extensor de rodilla (Lisbona, 2005). Es preferible un muñón tibial corto a la amputación supracondilea, por permitir la flexión de rodilla y menor gasto energético en la marcha (Latorre-Raez y cols., 2005).

- Técnicas de amputación infracondílea:

La amputación por debajo de la rodilla permite la movilidad de la misma, pero precisa una prótesis para tobillo y pie. Para que pueda realizarse la flexión de rodilla se requiere un muñón de 7 cm. por debajo de la rodilla flexionada. La longitud tibial varía entre 12,5 y 15,5 cm. (12 (Vitali, 1985b; Latorre-Raez y cols., 2005).

a.- La técnica clásica o “técnica del colgajo posterior“ (Burgess y Zettl, 1969).

Es la más conocida e implantada entre los cirujanos vasculares y traumatólogos. Consiste en realizar un colgajo posterior el doble de la longitud del colgajo anterior y $\frac{2}{3}$ de la circunferencia del miembro (incluye además de los músculos gemelos y soleo, el tejido adiposo, subcutáneo, fascia y el músculo tibial anterior). La sección ósea se realiza a 13 cm. de la línea articular de la tibia. La longitud mínima requerida para protetización

son 8 cm. Es importante que el peroné se seccione 2 cm. por encima de la tibia con un bisel ligero hacia fuera, la tibia con un bisel anterior en "pico de pato" y se denuda el periostio. (Vitali, 1985b; Latorre-Raez y cols., 2005).

b.- La técnica sagital o "técnica con colgajos laterales".

Inicialmente descrita por Robb, Jordan y Jacobson en 1965 y popularizada posteriormente por Tracy en 1966 (Tracy, 1966) se extendió desde 1974 debido a los esfuerzos de Persson y de la escuela sueca (Persson, 1974). Consiste en utilizar dos colgajos musculares-cutáneos, uno medial y otro lateral, de igual longitud. Se suturan los planos musculares sagitalmente siguiendo la línea media ántero-posterior tras recubrir y proteger los planos óseos (Latorre-Raez y cols., 2005).

Existe controversia sobre si la técnica quirúrgica tiene influencia en los resultados globales del tratamiento. En una revisión Cochrane realizada por Tisi y Callan (2008) concluye que la elección de la técnica de amputación no tiene ningún efecto sobre el resultado y que la elección depende de la experiencia previa de cada cirujano en una técnica y que influye la extensión del tejido no viable y la localización de cicatrices quirúrgicas preexistentes (Tisi y Callan, 2008).

3.2.2. Amputación femoral o supracondílea

La indicación de esta amputación está limitada a aquellos casos en los que no sea factible realizar una amputación infracondílea. Anatómica y funcionalmente, la amputación femoral está delimitada a un muñón de 5 cm. desde el trocánter mayor hasta la interlínea articular de la rodilla (Cohi, Salinas-Castro, González-Viejo, 2005), distal a la cual se llama desarticulación de rodilla.

Desde el punto de vista protésico, debemos tener un muñón con adecuado brazo de palanca para conseguir la mayor funcionalidad y una marcha más correcta.(Cohi y

Salinas-Castro, 2005). En el amputado femoral el nivel óptimo de amputación se sitúa entre el tercio medio y el inferior del fémur, desde el punto de vista protésico-rehabilitador. A mayor longitud del muñón, mayor será el brazo de palanca que hay que realizar para manejar el muñón. La longitud mínima aceptable es de aproximadamente 7 cm. de muñón óseo, medidos desde el trocánter mayor, y 5 cm. más como mínimo de almohadillado muscular. Si no es posible conservar un muñón de estas medidas, resulta preferible realizar una desarticulación de cadera (Cohi y Salinas-Castro, 2005). En este muñón la carga se sitúa en la zona isquiática y no directamente sobre el muñón como ocurre en la desarticulación de rodilla o en la extremidad proximal de la tibia como ocurre en el amputado tibial (Latorre-Raez y cols., 2005).

- Técnicas quirúrgica de amputación supracondílea (Vitali, 1985c):

El muñón ideal debe ser de morfología cilíndrica, la cicatriz situada en la cara inferior o posterior del muñón, sin orejuelas laterales ni retracciones musculares que dificulten la movilidad completa de la articulación de la cadera. Se realizan incisiones medial y lateral de modo que queden dos colgajos iguales, un colgajo anterior y otro posterior. Se sutura primero el grupo lateral (cintilla ilio-tibial) con el grupo medial (aductor mayor) y después el grupo extensor (recto anterior, vasto interno y externo y crural) con el grupo muscular flexor (bíceps crural e isquio tibiales). Debe realizarse una buena mioplastia entre el paquete muscular para conseguir un buen almohadillado muscular y un buen anclaje de la musculatura.

4. Prótesis de miembro inferior

La prótesis del amputado es un sistema modular, diferente según el nivel de amputación, femoral o tibial. Están dotadas de un encaje en contacto con el muñón, un

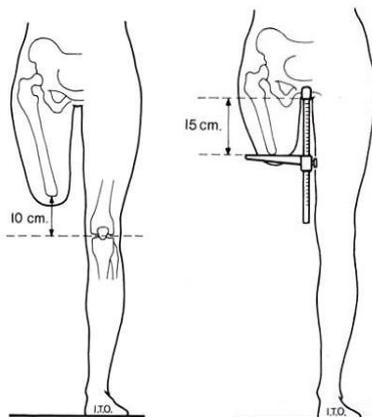
sistema de suspensión que lo une a este y de un pie protésico. La rodilla protésica es una pieza muy importante para el amputado femoral que se integra en el sistema modular de la prótesis con la ayuda de adaptadores. Finalmente, la funda cosmética adecua la estética de la prótesis, intentando semejarla a la del paciente, tanto en su forma como en su coloración.

4.1. Componentes en contacto con el muñón y sistema de suspensión

4.1.1. Prótesis femoral

Anatómica y funcionalmente, definimos la amputación femoral desde 5 cm. distal al trocánter mayor hasta encima de la interlínea articular de la rodilla.

Hay que considerar dos condicionantes importantes desde el punto de vista protésico para conseguir un adecuado brazo de palanca: En primer lugar, la longitud del muñón debe ser de 15 cm. o más desde el periné para conseguir una buena suspensión del encaje. En segundo lugar, para usar la rodilla protésica debemos tener una distancia ideal de 10 cm. desde el extremo distal del muñón a la interlínea articular de la rodilla contralateral



(figura 6) (Cohi, Clavell y Viladot, 1994).

Los componentes de una prótesis femoral son el encaje, en contacto con el muñón, un sistema de suspensión a la rodilla, la articulación de la rodilla y del pie con sus correspondientes

Figura 6.-Nivel ideal de amputación femoral. adaptadores (piezas de unión) y finalmente la funda cosmética.

1.- Encaje femoral y sistema de suspensión

Los encajes han ido evolucionando con el tiempo tanto en su diseño como en los materiales que lo componen, intentando mejorar la funcionalidad, siendo cada vez más cómodos y ligeros.

Se clasifican según diferentes aspectos (Fernández-González 2009b):

- Según la estructura:

- Exoesquelética: son prótesis con su parte externa rígida confeccionada en la antigüedad en aluminio, después en madera liviana y recubiertas con resinas. Son pesadas, están en desuso.

- Endoesquelética: es una estructura modular con encaje y provista de un tubo de acero, aluminio (peso del paciente menor de 70 Kg.) o titanio.

- Según el contacto muñón y encaje:

- De contacto parcial: cuando se desea descargar y evitar el apoyo de una zona dolorosa.

- De contacto total: cuando apoya en toda la superficie del muñón. Es lo ideal siempre que el muñón lo permita, lo que contribuye a mejorar la circulación del muñón y el retorno venoso y evitar problemas cutáneos o edema. Estimulan la propiocepción del muñón, mejorando el control de la prótesis (Cohi, Clavell y Viladot, 1994).

- Según la forma:

- Encaje convencional: es cónico o circular. Se usaba ya en los tiempos de Ambroise Paré (1510-1590). Se denominaba tipo “tapón” porque entra de la misma manera en el muñón. En la parte proximal todos los bordes tienen igual altura. El peso del paciente se soporta en región glútea, tuberosidad isquiática y las zonas medial y lateral del muñón. Su principal inconveniente es la presión excesiva en zonas óseas y

grupos musculares potentes. Es frecuente que se produzca un efecto “pistón” entre el muñón y el encaje, dificulta la sedestación y puede producir lesiones cutáneas en las zonas de apoyo. Otra desventaja es que la parte distal del muñón se irriga mal al estar constreñido proximalmente, por lo que puede producirse edema en la misma (Clavell, Cohi y Viladot, 1994). No se utiliza en la actualidad.

- Encaje cuadrangular: Fue ideado por Radcliffe y Foot en los años sesenta en la Universidad de Berkeley (California) y sigue vigente en la actualidad (Fernández-González, 2009b). Las modificaciones biomecánicas del diseño se realizaron para distribuir mejor las presiones en el muñón (Clavell, Cohi y Viladot, 1994) Consta de cuatro paredes desiguales con mayor diámetro frontal o latero-medial. Cada una de las paredes tiene una función específica. La pared anterior, ligeramente cóncava a nivel del triángulo de Scarpa y más convexa en la parte externa, no restringe la flexión de la cadera al realizar la sedestación. La pared posterior se ensancha en la parte interna para apoyo del isquion, formando la meseta isquiática. Gracias a la fuerza ántero-posterior de la pared anterior del encaje, el isquion se mantiene en esta posición. La pared medial es horizontal y más baja, a 1,5 cm. debajo del periné para no causar molestias. La pared externa es la más alta y está inclinada hacia adentro (en aducción) para estabilizar la pelvis en la fase de apoyo, contrarrestando la tendencia del muñón femoral a desviarse en abducción. Otro aspecto relevante es el principio del apoyo total del muñón en las paredes del encaje. El objetivo es que el isquion apoye en la meseta isquiática practicada en el borde y en zona glútea, pero con contacto total del muñón y el encaje (Fernández-González, 2009b). En la unión de la pared medial con la pared anterior se realiza un saliente para evitar la presión en el aductor. (Cohi, Clavell y Viladot, 1994).

En la figura 7 se muestra el encaje cuadrangular de la prótesis femoral, tomada de Cohi, Clavell y Viladot, 1994.

-Encaje de contención isquiática (rectangular): En los años 70, Iván Long ideó un encaje rectangular de diámetro

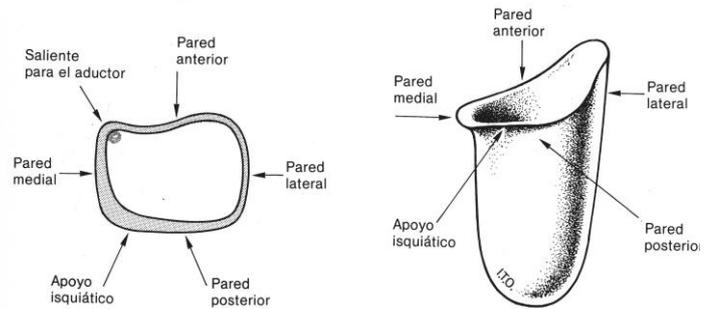


Figura 7.- Encaje cuadrangular de prótesis femoral.

mayor ántero-posterior. La nueva concepción de encaje trataba de evitar la báscula pélvica que se producía con el encaje cuadrangular debido al apoyo desigual en isquion y la tendencia a la abducción del muñón. Se propuso como solución un encaje más estrecho medio lateral y que tanto el isquion como la rama isquiática estuvieran englobados dentro del encaje (en vez de apoyar en la meseta isquiática de la pared posterior del encaje). Se obtiene mayor tolerancia en el isquion y en el glúteo mayor, ya que las fuerzas máximas se distribuyen ahora en la cara lateral del fémur. (Fernández-González, 2009b).

- Encaje con forma de elipse: En los años 80, Sabolich introduce el encaje de contención isquiática CAT-CAM (Contoured Adduced Trochanteric-Control Alliment Method) (Cohi y Salinas-Castro, 2005). Tiene forma de elipse, de diámetro mayor ántero-posterior y tanto el trocánter mayor como el isquion están incluidos dentro del encaje. La ventaja es que el muñón queda firmemente sujeto entre el isquion y el trocánter mayor, apoyados en una concavidad en el interior del encaje. Sin embargo, la técnica de fabricación es más difícil que el encaje cuadrangular.

- Encaje flexible: En este tipo de encaje no cambia la biomecánica sino el material del que está constituido. Es el encaje ISNY (Icelandic -Swedich-NewYork University). Es un encaje de diseño cuadrangular o de contención isquiática, realizado en

termoplástico flexible y reforzado con material rígido a modo de armazón (resina o fibra de carbono), cubriendo el contorno proximal y las paredes del encaje flexible (Fernández-González, 2009b)

Sistema de suspensión (Cohi y Salinas-Castro, 2005)

Existen varios tipos de suspensión del encaje femoral:

a.- Suspensión por vacío o succión: hay una válvula situada en el extremo distal del encaje. La expulsión de aire puede ser manual. Se introduce una bolsa en el muñón y este dentro del encaje duro, el extremo de la bolsa se saca por la válvula del encaje. Esta permite la salida del aire residual. El paciente debe usar su musculatura, al contraer el muñón aumenta su volumen y ayuda a la adherencia a las paredes del encaje y evita la atrofia muscular. Los inconvenientes son: sudoración en verano y la entrada de aire al sentarse y flexionar la cadera. Precisa cierta fuerza y destreza del paciente para ponérsela. Este sistema de válvula es el más usado para muñones normales.

b.- Suspensión “liner“ o encaje blando: El material es de silicona, uretano o gel de aceite mineral con vástago o succión. Son fundas blandas que por un lado protegen la piel y por otro actúan como sistema de suspensión. Esta se ejerce según las terminales que se introducen en el encaje duro: en vástago, con cuerda y rosca o con anillo distal y membrana de sellado hipobárico. Se usa cada vez más en amputados con muñón corto y/o poco almohadillados, en pacientes con problemas dermatológicos o con dificultad para colocarse un encaje con suspensión de succión. El sistema con anillo distal y válvula de vacío es útil en muñones largos con problemas de espacio y en ancianos con poca visión para colocar el vástago dentro del encaje duro.

c.- Suspensión por sistemas externos: Faja de neopreno, cinturón pélvico, cinturón pélvico y articulación de cadera o tirante cruzado al hombro.

2. Rodilla en la prótesis femoral

Se clasifican de la siguiente manera:

- **Según la estructura** (Clavell, Cohi y Viladot, 1994; Cohi y Salinas-Castro, 2005):

- Exoesquelética: Se construyen con mecanismos de acero, quedando a la vista.

- Endoesquelética: Se construyen de acero o titanio y se acoplan a los distintos módulos de la prótesis.

- **Según el número de ejes** (Fernández-González, 2009b):

- Monocéntrica o uniaxial: Se usa en niños y conviene añadirles un tirante cuadrípital.

- Policéntrica: (de dos o cuatro ejes). Es más segura, pero más pesada.

- **Según la forma de realizar el movimiento y la amplitud** (Borrel, 1994):

- Rodilla de bloqueo o cierre manual: Esta provista de una palanca que fija la rodilla en extensión para la marcha y cuando se desbloquea queda libre para la sedestación. Se consigue una estabilidad máxima en la marcha por lo que es la más usada en ancianos, poca estabilidad o musculatura débil. El inconveniente es que la marcha es poco estética ya que no dobla la rodilla al caminar.

- Rodilla libre: Realiza la flexo extensión de rodilla por los efectos que produce la fuerza de palanca del muñón.

- Rodilla con control en fase de balanceo: Freno de fricción (situado en cara superior e inferior), impide la flexión súbita de rodilla al cargar peso en la fase de apoyo (contacto de los frenos) y en la fase de balanceo queda libre para realizar la flexo extensión de la rodilla (separación de los frenos). Esto le permite controlar el movimiento de flexión, se estabiliza cuanto más peso se carga, lo que permite bajar las escaleras de forma más natural.

- **Según el funcionamiento** (Cohi y Salinas-Castro, 2005):

- Control mecánico: La rodilla más usada en jóvenes es con control mecánico, impulsor, freno y bloqueo en fase de apoyo. El impulsor es un muelle que extiende la rodilla. El freno es regulable en la fricción de la rodilla ante cualquier movimiento. El bloqueo es un sistema que estabiliza la rodilla al echar el peso corporal súbitamente sobre ella, evitando caídas ante fallos de apoyo.

- Control neumático o hidráulico: La rodilla con control hidráulico o neumática lleva un pistón con aire (neumático) o fluido (hidráulico) que controla los movimientos de flexo-extensión, haciéndolos más armónicos. Cuando la rodilla está flexionada se comprime el aire o el fluido dentro del pistón, lo que se traduce en una acumulación de energía que se utilizará en la fase de extensión. Regulan la flexo-extensión de rodilla de forma suave, pudiendo variar el ciclo de la marcha con sólo el impulso del muñón, pasando de una marcha lenta a una rápida con más facilidad. Permite una marcha más simétrica, confortable y rápida que la rodilla con control mecánico. Sin embargo, no está incluida en el catálogo de prestaciones de la Seguridad Social.

- Control electrónico o con un microprocesador, que percibe continuamente la posición de la articulación y las fuerzas aplicadas por el miembro. También llamada “rodilla inteligente”: programable en su dureza, tanto en la fase de flexión como la fase de extensión de rodilla, para adaptarla a los diferentes tipos de marcha. Mejora el balanceo en la marcha, se adapta automáticamente al aumento de ritmo en la marcha. Permite bajar escaleras poniendo un pie en un escalón y otro en el siguiente.

4.1.2. Prótesis tibial

Las condiciones ideales del muñón desde el punto de vista de la protetización del paciente son (Clavell, Cohi y Viladot, 1994):

- Nivel: Es necesario una longitud de muñón de 15 cm. mínimo desde la interlínea articular de la rodilla para que ejerza de brazo de palanca que impulse la prótesis.

- Recesión ósea adecuada: La parte ántero-inferior de la tibia debe estar seccionada oblicuamente y la parte distal del peroné unos 2 cm. más corta que la tibia. Esto evitará presiones del encaje en el muñón.

- Almohadillado y cicatriz: Tal como describió Vitali (Vitali, 1985b), consiste en recubrir la sección anterior biselada de los huesos con la musculatura posterior de la pierna (gemelos y soleo). La cicatriz queda en plano anterior y transversal. Hay que evitar cicatrices en la cara inferior del muñón y que la sutura de la piel quede a tensión.

Los componentes de la prótesis tibial son el encaje, en contacto con el muñón, sistema de suspensión y el pie.

Encaje tibial y sistema de suspensión

A semejanza con los encajes femorales, pueden clasificarse de diversas formas:

- **Según la estructura** (Fernández-González, 2009b):

- Exo esquelética: se usa para muñones largos, donde no hay espacio para interponer un tubo.

- Endo esquelética: es el de elección, similar a lo que ocurre en el amputado femoral.

- **Según el tipo de encaje rígido y su interfase** (Fernández-González, 2009b) (figuras 8-10):

- Encaje PTB (Patellar Tendon Bearing): Fue introducido por Radcliffe y Foof en 1961, Universidad de Berkeley-California (Sewell y cols, 2000; Yiğiter, Sener y Bayar, 2002). Consta de una pared anterior con apoyo sub rotuliano y un contra apoyo en pared posterior en hueco poplíteo. Las aletas laterales suben hasta la mitad los cóndilos

femorales. Existe un apoyo total de la superficie del muñón, con presión sobre las partes blandas del cóndilo tibial medial y libertad para prominencias óseas y tendones flexores. El apoyo es subrotuliano, en el tendón rotuliano, descargando algo el muñón. Entre el encaje PTB rígido y el muñón existe un encaje blando y flexible, que es la que está en contacto directo con el muñón.

El encaje rígido es de polipropileno laminado con resinas acrílicas o fibra de carbono para darle resistencia. El encaje blando puede ser de pelite de unos 3-5 mm. o un “liners” blando (silicona generalmente).

Entre las ventajas del pelite están que se colocan fácilmente, son ligeros, económicos y no producen mucha sudoración. Además, permiten flexionar bien la rodilla (no sobrepasan el pliegue posterior de la rodilla). En ocasiones, a pesar de un buen ajuste, necesita una suspensión externa (rodillera elástica o correa supracondilea).

Entre las ventajas del liners se pueden señalar que protegen mejor las prominencias óseas (más evidentes en el muñón tibial que en el femoral) y se les puede colocar un sistema de suspensión interna distal (pin, cuerda o membrana), por lo que cada vez se usan más.

Variante: Encaje PTB con corselete femoral y articulación de rodilla unidos por barras laterales. Es una solución última para muñones muy cortos, con flexo importante o con cicatrices dolorosas. (Salinas-Castro y Cohi, 2009).

- Encaje PTS (Patellar Tendon Suprapatellar): cubre rótula y cóndilos. Fue diseñado en Nancy. El elemento diferencial respecto al encaje PTB es que se prolonga la pared anterior hasta incluir la rótula. Consigue una suspensión más segura pero limita la extensión completa de la rodilla. Indicado para muñones muy cortos, en ocasiones necesita además un sistema de suspensión externo con rodillera elástica.

- Encaje KBM (Kondylen Bettung Münster) (Supracondilar): Se diseñó en la Universidad de Munster para mejorar la estabilidad medio-lateral. El elemento diferencial respecto al PTB son las aletas supra condíleas. Apoya en tendón rotuliano, como la PTB. Se sujeta con una cuña que se introduce en el cóndilo interno. Está indicado en pacientes con inestabilidad medio-lateral, permite controlar pequeñas desviaciones en varo o valgo de rodilla.

Variante -Encaje KBM modificado-. La cuña no es independiente, sino un ensanchamiento del encaje blando.

- Encaje de silicona: En 1987 Staa y Lundt y Kristisson en 1993 desarrollaron un nuevo encaje tibial TSB (Tibial Surface Bearing). Aparecen nuevas técnicas en la toma de molde para mejorar la distribución de presiones con cámara de presión de aire. A finales de los años 80 aparecen nuevos sistemas liners con anclaje a la prótesis: Kristisson en 1987 diseña el encaje Iceross (Icelandic Silicon Roll- on Socket) y en 1989 Fillauer y cols. presentan el sistema 3S (Silicon Suction Socket) (Sewell y cols., 2000; Beil, Street y Covey, 2002; Yiğiter, Sener y Bayar 2002). Tienen un doble objetivo respecto a las prótesis previas: por un lado conseguir mayor confort del muñón en relación al contacto de este con el encaje rígido y, por otro, ser un sistema de suspensión por sí mismos.

Los liners blandos son de silicona, uretano o gel de aceite y disponibles en tres grosores (3, 6, 9 mm.), los más delgados se adhieren mejor a la piel y los más gruesos ofrecen mayor amortiguación. Se aconsejan los de 3 mm. para muñones bien almohadillados y jóvenes y los de 9 mm. para muñones con prominencias óseas o personas mayores porque son más cómodos. El sistema de suspensión distal puede ser por un pin o un sistema de rosca con cuerda. Se aconseja el anclaje con pin para jóvenes

con habilidad para colocárselo y el anclaje con rosca y cuerda para personas mayores ya que su manejo es más fácil. Cualquiera de ellos se ancla en el encaje rígido.

El encaje rígido TSB (Tibial Surface Bearing) tiene variaciones respecto del PTB: por un lado la presión subrotuliana y la contrapresión en hueso poplíteo son más suaves y, por otro, las presiones son más homogéneas con ayuda del liners, las superficies de apoyo no diferencian entre relieves óseos y partes blandas. (Fernández-González, 2009b). El material de polietileno, normalmente laminado en resina y fibra de carbono.

El encaje blando puede ser: de pelite, de plastozote o de silicona. El encaje de silicona lo encontramos en el mercado prefabricado con diferentes tallas (iceross) o hecho a medida (encaje 3S). La ventaja del encaje de silicona es que evita la fricción entre la piel y el encaje, ya que el contacto con el encaje duro es total (Zambudio-Periago, Fajardo-Martos y Rivera-Fernández, 1998; Cohi y Salinas-Castro, 2009).

En las figuras 8 a 10 se muestra un esquema de los modelos de encaje tibial, tomadas de Zambudio-Periago (2009a).

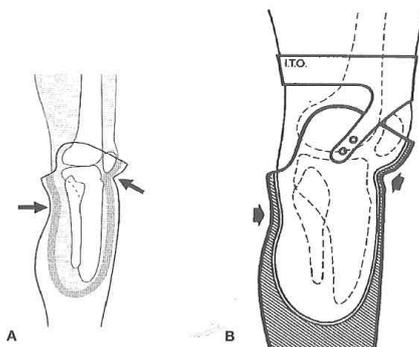


Figura 8.- Encaje rígido tipo PTB (Patellar Tendon Bearing) y sus puntos de apoyo. **A.** Visión lateral. **B.** PTB con cincha supracondilea.

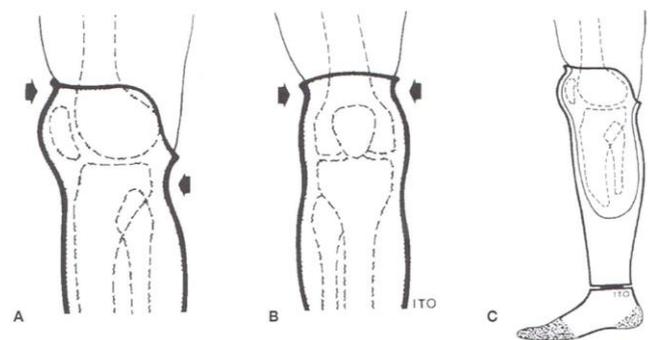


Figura 9.- Esquema de los puntos de anclaje del encaje rígido PTS (Patellar Tendon Suprapatellar). **A.** Visión lateral. **B.** Visión anterior. **C.** Esquema de prótesis.

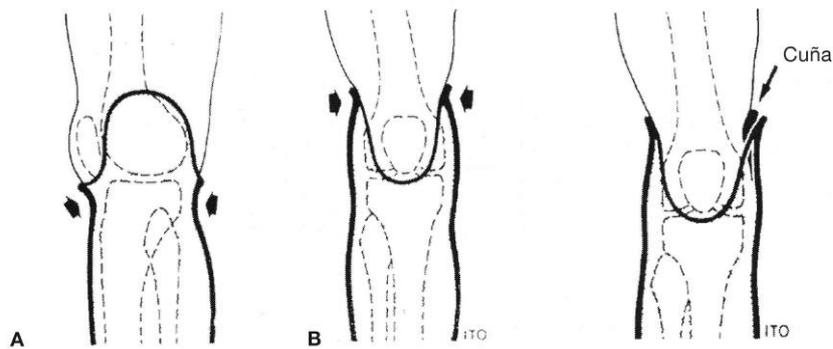


Figura 10.- Modelo de encaje rígido KBM (Kondylen Bettung Münster). **A.** Visión lateral. **B.** Visión anterior. **C.** Encaje KBM Modificado (con cuña supracondilea interna).

4.2. Pie protésico

El pie protésico es el componente más distal de la prótesis. Sus funciones son transmitir las fuerzas de reacción del suelo al resto de la prótesis, amortiguar el impacto del pie en el suelo y contrarrestar la ausencia de articulaciones anatómicas del pie y tobillo. (Cohi, Salinas-Castro y González-Viejo, 2005)

Hay diferentes tipos en el mercado:

a- Según los grados de movimiento (Cohi, Salinas-Castro y González-Viejo, 2005):

- Uniaxiales: sólo tiene movimiento en el plano sagital.

- Pie SACH y pie articulado.

- Multiaxiales: pueden moverse en varios planos.

- Pie dinámico, pie Jaipur, Greissinger plus, Multiflex.

- SAFE, Seathel (mixtos, también acumuladores de energía).

b- Acumuladores de energía o de respuesta dinámica: acumulan energía cinética en la fase de apoyo y la devuelven en la fase de despegue y oscilación.

c- Pies electrónicos, con microprocesador.

d- Pies biónicos.

Describiremos a continuación algunos de ellos:

4.2.1. Pie uniaxial

Sólo tiene movimiento en el plano sagital (extensión con o sin flexión plantar).

- Pie SACH (Solid Ankle Cushion Heel): es el más clásico y popular, muy usado anteriormente. Estaba formado por un núcleo central de madera y puntera y talón de espuma latex. (Salinas-Castro y Cohi, 2009). Consigue imitar el comportamiento del pie humano, el látex amortigua el impacto del choque del talón y da cierta flexión dorsal en la fase de despegue. No tiene ninguna articulación. Los actuales, en lugar de tener un núcleo de madera, tienen un núcleo de plástico reforzado con fibra de vidrio y la funda cosmética que imita al pie humano (Cohi, Salinas-Castro y González-Viejo, 2005)

- Pie articulado: Consta de un eje transversal en tobillo sobre el que se realiza movimiento de flexión dorsal y flexión plantar. La amplitud de movimiento es de 5° de flexión dorsal y 15° de flexión plantar, el antepié flexible ayuda a estos movimientos. Construido con una quilla central que dispone de un cojinete para la articulación mecánica de tobillo y en la parte superior hay unas cavidades donde se alojan cilindros elásticos amortiguadores (anterior y superior). Mejora la marcha en comparación con el pie Sach. (Cohi, Salinas-Castro y González-Viejo, 2005).

En las figuras 11 y 12 se muestra el pie articulado y el pie dinámico, respectivamente, tomadas de González Viejo, Cohi y Salinas-Castro (2005).

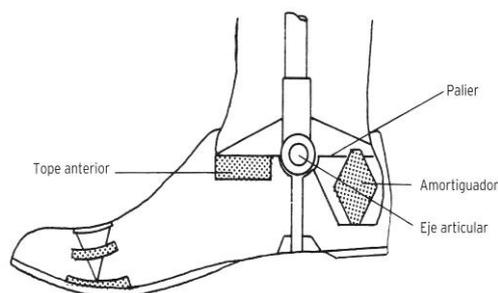


Figura 11.- Pie Articulado.

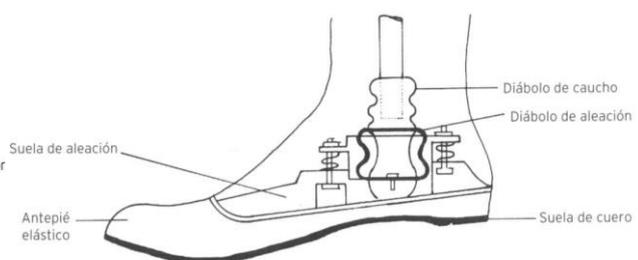


Figura 12.- Pie dinámico.

4.2.2. Pie multiaxial

La articulación permite moverse en cualquier dirección: plano sagital (flexo-extensión), plano frontal (varo-valgo) y rotación transversal (no es un movimiento anatómico del tobillo).

- Pie dinámico: Está fabricado en material ligero. La articulación del tobillo es un diábolo de acero, en la parte superior se une al tubo endoesquelético de la prótesis y en la parte posterior hay un amortiguador que limita la flexión dorsal. Tiene movimiento en el plano sagital y además permite movimientos de varo y valgo en el plano frontal y un poco rotacional. (Cohi, Salinas-Castro y González-Viejo, 2005). Es muy usado.

Entre las ventajas cabe destacar que pesa menos que el SACH y que tiene un talón amortiguante más grande que el SACH (Zambudio-Periago, 2009a). Los pies dinámicos multiaxiales tienen más movilidad en los tres planos del espacio, lo que supone una ventaja para los pacientes que caminan por terrenos irregulares (Nielsen, 1988).

- Pie Jaipur: usado en medio rural de países subdesarrollados, sobre todo en Asia. Realizado en caucho permite la adaptación a los diferentes terrenos y puede usarse sin calzado.

- Pie Greissinger: La movilidad completa se alcanza por el adaptador de titanio sobre elastómero con forma de anillo adaptado a la respectiva carga, lo que permite al paciente adaptarse a cualquier superficie al caminar. (Salinas-Castro y Cohi, 2009).

- Pie SAFE (Solid Ankle Flexible Endoesqueletal): Diseñado por Cambell y Child en 1980 (Campbell y Child, 1980), supone un avance importante en las sustituciones protésicas. Posee un esqueleto formado por quillas de material flexible de alta densidad capaz de almacenar energía y el resto de los elementos elásticos que componen el pie le

permite adaptarse a los diferentes terrenos. Podría añadirse entre los pies de absorción de energía y quilla corta.

- Pie Seathel: La Prosthetic Research Study de Seathel WA, bajo la dirección de Burgess desarrolló este pie a principio de los años 80. (Burgess y cols., 1983). Consta de un solo cuerpo fabricado en material de plástico de alta resistencia capaz de almacenar energía bajo compresión y devolverla al cesar la carga, con más efectividad que el pie SAFE.

4.2.3. Pie almacenador de energía

El más conocido es el Flex-Foot y derivados. Están fabricados en fibra de carbono. La quilla es la estructura fundamental de apoyo en el suelo, que podría semejar los huesos y ligamentos del pie. Funciona como una pértiga: al contactar con el suelo y doblarse almacenan energía y la devuelve al retorno, en la fase de despegue y oscilación. Son caros. Se usan en pacientes muy activos y deportistas (Cohi, Salinas-Castro y González-Viejo, 2005; Salinas-Castro y Cohi, 2009). El pie acumulador de energía permite caminar más rápido que en el resto, porque favorecen la fase de despegue, lo que descende el consumo energético en la marcha del paciente amputado (González-Viejo y Avellanet, 1998).

4.2.4. Pie electrónico

Con microprocesador, similar a la rodilla inteligente.

4.2.5. Pie biónico

Dotados de motor por lo que tienen una movilidad activa.

En la elección de cada uno de los componentes de la prótesis se deben tener en cuenta las características del sujeto y de su entorno, aunque la mayoría de las veces estamos condicionados por la entidad que se hace cargo del gasto.

4.3. Adaptadores

Son las piezas que unen los distintos componentes de la prótesis. Se fabrican de materiales ligeros (aluminio o titanio). Pueden tener forma de tubo para regular la longitud de la prótesis o de pirámide invertida truncada para unirse al encaje directamente. Actualmente permiten el ajuste de la alineación de la prótesis y algunos permiten giros en sedestación (Fernández-González, 2009b).

4.4. Revestimiento cosmético de la prótesis (Funda cosmética)

Se realiza para igualar ambos miembros inferiores. En las prótesis exoesqueléticas, es la propia estructura rígida de la carcasa la que da la forma cosmética. En la prótesis endoesquelética, el revestimiento cosmético se realiza con espuma moldeada, siguiendo la forma de la pierna contra lateral. Se utiliza pintura para darle una coloración también similar a la pierna contra lateral. En otros países, como EEUU, se prioriza la funcionalidad de la prótesis y se prescinde de lo que pueda ir en su detrimento (Cohi y Salinas-Castro, 2005).

5. Chequeo de la prótesis

El chequeo de la prótesis consiste en la comprobación de la alineación correcta de la prótesis. La alineación se define como la posición relativa del encaje con respecto al eje de la rodilla, la pierna y el pie. Es sumamente importante la orientación de los componentes entre sí para una marcha correcta y con el menor gasto energético. (Borrel, 1994). El modo de alinear la prótesis está basado en los puntos de referencia desarrollados en la Universidad de Strathclyde en 1975 por Radcliffe y Foort y no ha variado sustancialmente (Berger, 1990).

En primer lugar, debemos comprobar que la prótesis que vamos a chequear se ajusta a la prescripción realizada y comprobar las paredes interiores del encaje.

Debemos realizar 2 tipos de alineación (Fernández-González, 2009a):

- Alineación estática: se realiza con el paciente de pie.
- Alineación dinámica: se realiza con el paciente caminando con la prótesis y su finalidad es que el paso sea armónico y con el mínimo gasto energético.

Exploración del paciente con la prótesis:

Hay 2 sistemas de fuerzas que actúan en la interfase encaje-muñón, el peso del cuerpo por la acción de la gravedad y el ajuste del encaje en el muñón.

Con el paciente en bipedestación y carga, comprobar tres factores: en primer lugar, el muñón debe entrar totalmente en el encaje y los apoyos del muñón en el encaje ser correctos, esto depende de cada tipo de encaje como se ha detallado anteriormente (tipos de prótesis); en segundo lugar, debe valorarse la altura de la prótesis: sin disimetría (si está unos mm. más corta que la extremidad conservada, compensa la falta de musculatura y facilita la marcha); y por último, el paciente no debe tener molestias.

5.1. Alineación estática

El paciente debe estar en bipedestación, bien equilibrado con apoyo en ambos miembros y con extensión máxima de la rodilla. Para ello, se usan plomadas verticales colocadas en los dos planos: plano frontal o medio-lateral y plano sagital o ántero-posterior.

En el amputado femoral: en el plano frontal (detrás del paciente), la plomada debe pasar por el centro de la rodilla y del tobillo. La vertical que forman ambos puntos, si la prolongamos hacia el encaje, debe pasar entre la mitad y tercio interno de la pared

posterior del encaje. En el plano sagital, la vertical que une rodilla y tobillo debe prolongarse hacia el encaje y pasar por el borde interno del mismo.

En el amputado tibial: en el plano frontal (delante del paciente), la plomada tiene que caer en el centro del encaje y del tubo y a 1,5 cm. del centro del talón (el pie desplazado hacia fuera). En el plano sagital, la plomada debe caer en la mitad del encaje, pasar por el centro de la rodilla y del tacón (Fernández-González, 2009a).

El ángulo que forma el pie protésico con el calzado puesto con la línea de acción vertical debe ser de 90°, por lo que es importante que el paciente lleve siempre el mismo tacón en el calzado (Cohi, Salinas-Castro y González-Viejo, 2005).

5.2. Alineación dinámica

Se aconseja realizarla en pasillos de marcha, con espejos, para observar la marcha del amputado por todos los lados. La finalidad es que el paso sea armónico y con el mínimo gasto energético.

La alineación correcta es la que no desequilibra al amputado en la posición de apoyo ni ninguna de las fases de la marcha (Borrel, 1994). Cuando la prótesis está hecha y hay algunos defectos en la marcha que podemos corregir cambiando la situación de alguno de los módulos que la componen (DeLisa's, 2005). En las prótesis endoesqueléticas hay un dispositivo alineador con este fin, con 4 tornillos situados en los 4 lados de una plataforma cuadrangular basculante.

En el amputado femoral, el plano sagital controla la estabilidad de rodilla protésica. Para dar más estabilidad a la prótesis podemos adelantar el encaje respecto a la rodilla, recomendable para personas ancianas o con poca estabilidad de rodilla. Para una flexión más rápida retrasaríamos el encaje respecto al eje de la rodilla, aconsejable en jóvenes con buena musculatura en el muñón y elevada actividad física.

El plano sagital también controla la estabilidad del tobillo protésico. Un pie alineado en equino, un ángulo mayor a 90°, hace que la rodilla se desplace hacia atrás (anatómica o protésica) dará más estabilidad a la prótesis, por tanto es más segura pero dificultará la marcha porque es más difícil de flexionar. Si el pie está alineado en talo, ángulo menor de 90°, el efecto es el contrario y restará estabilidad pero facilitará la deambulación. El plano frontal de la prótesis controla los desplazamientos laterales, pudiendo corregirse la marcha en abducción-aducción o genu varo-valgo.

Generalmente, las desviaciones importantes del patrón normal de la marcha del amputado son consecuencia de una mala alineación de los componentes protésicos (Borrel, 1994).

6. Calidad de vida del paciente amputado de miembro inferior y su impacto socio-económico

La amputación de extremidades tiene un gran impacto en la vida del paciente, tanto por la alteración de su imagen corporal (Holzer y cols., 2014), como por la limitación de la movilidad, el dolor y la afectación psicológica, ya que sufren ansiedad y/o depresión con frecuencia. Todo ello repercute en la disminución de su calidad de vida y conlleva a una importante limitación en actividades profesionales, sociales y de ocio (Atherton, 2006).

Sin tener en cuenta la causa por la que se produce, la amputación de miembros inferiores altera la calidad de vida de los pacientes. Hay un cambio inevitable en casi todos los aspectos del funcionamiento físico y mental, con el riesgo consiguiente de perder movilidad y adquirir algún grado de dependencia (Gitter y Bosker, 2005). Se requiere un proceso de adaptación, el aprendizaje del cuidado de la extremidad amputada, de la capacidad para caminar y de realizar las actividades de la vida diaria y

así como el afrontamiento emocional para habituarse a la pérdida de la extremidad (Asano y cols., 2008).

Es de sumo interés identificar los factores pronósticos de éxito y fracaso en la protetización del paciente, no sólo desde el punto de vista socio-sanitario, sino también desde la perspectiva del coste económico, que requiere tanto la dotación de prótesis como el entrenamiento para su utilización en las unidades de rehabilitación (Van Eijk y cols., 2012). Se ha publicado que el coste económico que conlleva la protetización en las unidades específicas está compensado ya que los pacientes portadores de prótesis requieren un gasto menor en atención médica en los meses siguientes a la amputación que lo repara en menos de 1 año (Dobson y cols., 2016).

7. Rehabilitación del paciente amputado de miembro inferior

7.1. Objetivos

El paciente amputado debe seguir un programa rehabilitador que lo ayude a conseguir el mayor grado de nivel funcional posible, con o sin el uso de la prótesis.

Algunos pacientes no son subsidiarios de llevar prótesis, guiados por nuestro asesoramiento o por su propio convencimiento. No hay que olvidar que la independencia en la movilidad también puede conseguirse sin necesidad del uso de la prótesis (Fernández-González, 2009b). Las transferencias de la cama a la silla y al baño, así como el reentrenamiento de las actividades de la vida diaria, deben aprenderse siempre, tanto si el paciente llega a usar prótesis como si no (Zambudio-Periago, 2009b).

En las Unidades de Rehabilitación Hospitalarias se tratan aquellos pacientes amputados con posibilidad de recuperar la marcha con prótesis. La Academia Americana de Medicina Física y Rehabilitación aconsejó que los pacientes amputados vasculares

sean tratados en Unidades de Rehabilitación, ya que mejoran los resultados: usan la prótesis más horas semanales, con menos dolor y están más satisfechos (Roth y cols., 2013). Generalmente mientras el paciente está hospitalizado los pacientes aprenden las transferencias y el uso de la silla de ruedas y de forma ambulatoria, en los Servicios de Rehabilitación, se realiza la prescripción de la prótesis y el entrenamiento de la marcha (Amputee Services and Rehabilitation Model of Care, 2008).

El Ministerio de Defensa de los EE.UU ha publicado varias Guías de Práctica Clínica (GPC) sucesivas basadas en estudios clínicos de amputados veteranos de guerra, con un abordaje integral del paciente amputado por causa traumática desde la cirugía, el proceso de rehabilitación, educación y seguimiento posterior del paciente de por vida (Affairs, 2008).

Sería deseable que el tratamiento del paciente amputado se llevara a cabo por un equipo multidisciplinar, formado por cirujano, enfermero, médico rehabilitador, fisioterapeuta, terapeuta ocupacional, técnico ortopédico, asistente social y psicólogo (Avellanet, 2005). Debe iniciarse lo más precoz posible después de la amputación para aumentar la posibilidades de éxito (Pohjolainen, Alaranta, Kärkkäinen, 1990; Taylor y cols., 2005; Trallesi y cols., 2007). El equipo terapéutico llevará al paciente a conseguir un nivel funcional lo más cercano posible al que tenía antes de su amputación que le ayude a su reinserción socio-laboral. Nuestros objetivos para dotar al paciente de una prótesis deben dirigirse a la transformación del muñón en el elemento fundamental para la marcha, el aprendizaje de la deambulación con la prótesis y la mejora de la respuesta física. (Viladot, Cohi y Clavell, 1994). El paciente necesita el restablecimiento de su nueva imagen corporal y la aceptación psicológica de su nueva situación (Gerhards, Florin y Knapp, 1984; Spires y Leonard, 1996; Murray y Forshaw, 2013).

Según Karacoloff y Hammeersley (1992), el tratamiento rehabilitador debe perseguir los objetivos recogidos en el tabla 1.

Tabla 1. Objetivos del tratamiento rehabilitador (Karacoloff y Hammeersley, 1992)

- 1- Mantener el balance articular en todas las articulaciones.
- 2- Conseguir la máxima fuerza posible en todos los grupos musculares.
- 3- Enseñar y comprobar que el paciente conoce el autocuidado del muñón.
- 4- Ayudar a que consiga la independencia y funcionalidad máximas sin uso de prótesis.
- 5- Aprender a poner y quitarse la prótesis de forma independiente.
- 6- Habilitarle el aprendizaje de las actividades de la vida diaria con la prótesis.
- 7- Conseguir la máxima independencia y funcionalidad con la prótesis, el elemento fundamental es la deambulación.

7.2. Fases del proceso de rehabilitación del amputado de miembro inferior

7.2.1. 1ª Fase: Fase pre-protésica

Previa a la amputación, sería deseable la determinación del nivel de amputación de forma conjunta entre el cirujano y el médico rehabilitador, este asesoraría sobre el mejor nivel deseable desde el punto de vista protésico. Podría también iniciarse el tratamiento fisioterapéutico si ha tenido una inmovilización prolongada y lo precisara. En las primeras 24 horas siguientes a la amputación, durante su estancia hospitalaria, debe evitarse el edema del muñón elevándolo y a partir del segundo día deben hacerse cuidados posturales para evitar flexo de muñón y se comenzará la bipedestación del paciente (Zambudio-Periago, 2009b).

En esta fase es indispensable conseguir un balance articular libre en todos los niveles para iniciar el proceso de protetización (Avellanet, 2005). Se trata de conseguir los objetivos del 1 al 4 de Karakoloff y Hammersley (1992) (Tabla 1).

En la primera consulta ambulatoria se realiza una historia clínica específica del paciente amputado (Zambudio-Periago, 2009b). Es el momento de dar la información al paciente sobre el programa de rehabilitación, los diferentes modelos de prótesis que se pueden usar y los objetivos o resultados esperados al final del tratamiento. Se le enseñan los cuidados del muñón y algunos ejercicios sencillos de potenciación muscular de los miembros conservados para practicarlos en el domicilio. El paciente debe aprender cómo realizar los cuidados posturales, la higiene de su muñón, los cuidados de la piel y el vendaje diario.

Son muy importantes los cuidados posturales para prevenir contracturas o rigidez articular, lo que puede interferir en la colocación de la prótesis. En la figura 13, realizada

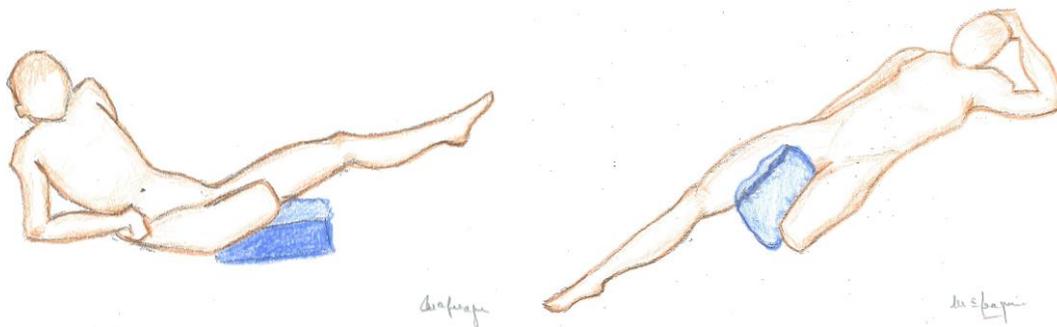


Figura 13.- Cuidados posturales del muñón Femoral. INCORRECTO. Autora: D^a M^a Joaquina Requena. por gentileza de D^a María Joaquina Requena, se detallan las posiciones incorrectas.

El amputado femoral debe evitar la rigidez articular de la cadera tanto en flexión como en abducción y rotación externa, por lo que se le indica que, cuando esté en decúbito supino, evite ponerse una almohada en la zona lumbar, ni entre las piernas ni debajo del muñón.

El amputado tibial debe evitar también la rigidez articular, especialmente de rodilla. Se indicará que evite posiciones mantenidas de flexión de rodilla, no poniendo ninguna

almohada debajo del muñón cuando está en decúbito supino y evitando colocar la pierna fuera de la cama o la sedestación prolongada en la silla de ruedas.

Hay que enseñar al paciente que lo correcto es mantener el muñón ligeramente elevado para evitar el edema y adoptar la posición prona 2 veces diarias durante al menos 15 minutos (Zambudio-Periago, 2009b).

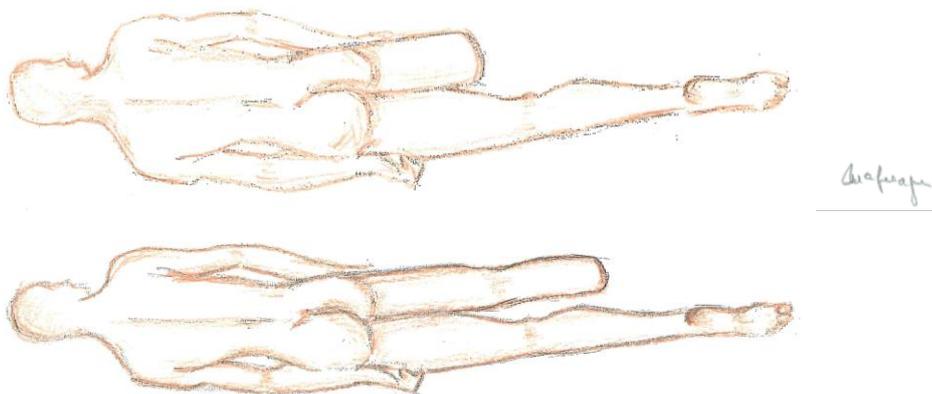


Figura 14.- Cuidados posturales en decúbito. CORRECTO. Autora: D^a M^a Joaquina Requena.

En la figura 14, realizada por gentileza de D^a María Joaquina Requena, se detallan las posiciones correctas.

El paciente debe aprender el autocuidado del muñón, de la piel, de la cicatriz y de su higiene. Realizar lavado diario con jabón neutro y uso posterior de crema hidratante con urea a un 10-20% que mantenga la piel flexible y elástica. Masajear la cicatriz perpendicular a la incisión para evitar adherencias y realizar masaje diario del muñón para ayudar a desensibilización y conseguir una mejor tolerancia a las presiones (Avellanet, 2005). Si la cicatrización no ha finalizado, debe hacerse un lavado diario con agua y jabón neutro y una vez seco aplicar povidona yodada (Betadine). Si ha cicatrizado, después del lavado debe aplicarse alcohol tánico al 5% 2 veces diarias para endurecer la piel del muñón (Zambudio-Periago, 2009b).

El vendaje del muñón facilita drenaje del edema, disminuye el dolor, posibilita la cicatrización y el moldeado del muñón (Choudhury y cols., 2001; Hordacre y cols., 2013). Se ha usado en vendaje rígido tras cirugía en amputados traumáticos sin comorbilidad cardiovascular ya que acorta el tiempo de deambulaci3n (Choudhury y cols., 2001). Sin embargo, en pacientes con enfermedad vascular es preferible el vendaje blando elástico que permite controlar la herida quirúrgica, evitando así el aumento de infecciones (Avellanet, 2005; Zambudio-Periago, 2009b). Debe usarse en el postoperatorio inmediato y mantenerse mientras no se use la prótesis.

El aprendizaje de vendarse el muñ3n deben hacerlo todos los pacientes, excepto en casos de severa disminuci3n de la agudeza visual o trastornos motores asociados, que se le enseñarán a un familiar para que se los realice. El vendaje que se usa habitualmente es el vendaje blando, elástico, que crea un gradiente gradual de distal a proximal. Se necesitan dos vendas para el vendaje del muñ3n femoral y una para el vendaje tibial (Avellanet, 2005; Zambudio-Periago, 2009b).

En las figuras 15 y 16 se muestran los vendajes femoral y tibial (Avellanet, 2005).

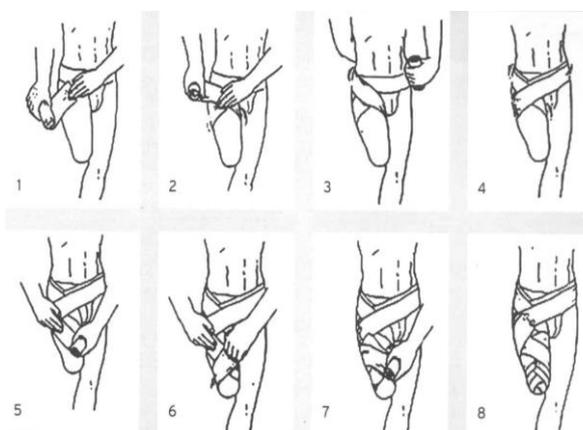


Figura 15.- Vendaje del muñ3n femoral.

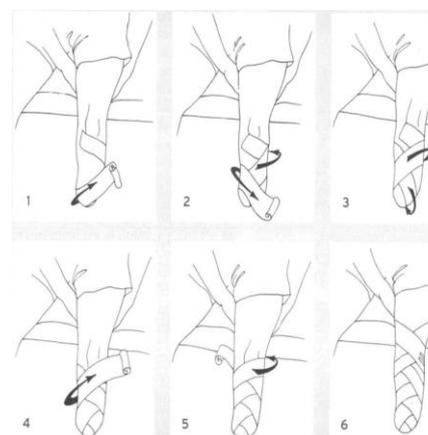


Figura 16.- Vendaje del muñ3n tibial.

La cinesiterapia debe iniciarse precozmente. Hay que evitar la inmovilización del paciente, comenzar la bipedestación precozmente, siendo importante que se realice de forma progresiva.

Es crucial recuperar la fuerza muscular de la extremidad amputada que portará la prótesis, pero también la potenciación muscular de los miembros no afectados. Los primeros días se trabajan los miembros superiores de forma activa y los inferiores de forma pasiva. El paciente comenzará a realizar marcha unipodal dentro y posteriormente fuera de paralelas con dos bastones: ejercicios de equilibrio de pie en paralelas, sentarse, levantarse y posteriormente la deambulacion con bastones fuera de paralelas. (Zambudio-Periago, 2009b).

7.2.2. 2ª Fase: Fase protésica: Prótesis provisional.

Se comienzan a incluir la consecución de los objetivos 5-7 de Karakoloff (Karakoloff y Hammersley, 1992) (Tabla 1).

El momento de iniciarla depende fundamentalmente de la integridad de la piel, la reducción del edema del muñón y del estado general del paciente.

Para la prescripción de la prótesis provisional deben cumplirse tres requisitos:

- 1.- En primer lugar, el estado general del paciente debe ser adecuado.
- 2.- En segundo lugar, el paciente debe ser capaz de realizar marcha en paralelas y con dos bastones fuera de las paralelas.
- 3.- Por último, el estado del muñón debe ser óptimo:
 - Integridad de la piel.
 - Con cicatriz en buen estado seis semanas aproximadamente.
 - Un muñón estable, en el que se ha reducido el edema, 10-20 días usando vendaje.

- No debe haber dolor distal en muñón.
- El balance muscular del muñón debe ser de 4/5.
- No debe haber rigidez articular en cadera (amputado femoral) o en rodilla (amputado tibial) (Lusvardi y Varroni, 2001).

Numerosos autores (Waters y cols., 1976; Waters, 1989; Jaegers y cols., 1993; Chin y cols., 2002; Kurichi y cols., 2007) afirman que el estado cardiológico es un factor determinante en el progreso de la protetización del amputado de miembro inferior.

Un sujeto sano durante la marcha a una velocidad cómoda tiene un consumo medio de energía de unos 3,4 METS (Metabolic Equivalent Task, que representa el consumo de oxígeno basal y que valora el gasto calórico) y una velocidad media 1,3 m./segundo. El consumo aumenta de forma lineal a medida que se incrementa la velocidad del paso (Waters, 1989).

Estudios realizados en amputados tibiales unilaterales con prótesis hablan de un consumo energético similar al de los sujetos sanos cuando realizan la marcha a una velocidad cómoda (Waters, 1989; Jaegers y cols., 1993). Precisamente, Waters (1989) encontró que en el amputado tibial, caminando a una velocidad cómoda, tenía un consumo de oxígeno similar al del sujeto sano y, sin embargo, para el amputado femoral el consumo de oxígeno es siempre superior independientemente de la velocidad de marcha.

Chin y cols. (2002) realizó un estudio en pacientes con amputación femoral de origen vascular, observando que un consumo de oxígeno máximo superior al 50% era indicador de buena capacidad física y podría ser un factor pronóstico de la utilización de prótesis en estos pacientes.

Otros factores que pueden limitar el uso de prótesis son la fuerza motriz residual, la capacidad de prensión y el déficit sensitivo (propiocepción y agnosias) (Avellanet, 2005).

7.2.3. 3ª Fase: Fase protésica: Prótesis definitiva

Cuando el muñón no cambia de volumen y el encaje provisional se ha retocado con rellenos se realiza la prótesis definitiva. La prescripción de la prótesis definitiva está basada en conocimientos empíricos (Van Der Linde y cols., 2003; Amputee Services and Rehabilitation Model of Care, 2008; British Association of Chartered Physiotherapists in Amputee Rehabilitation.BACPAR, 2013). No hay consenso sobre los componentes protésicos más idóneos, razón por la cual los modelos de prescripción varían de unos hospitales a otros.

La prescripción ideal consiste en ajustar las necesidades clínicas de un paciente a las prestaciones de los distintos componentes protésicos. Para realizar la prescripción de la prótesis hay que tener en cuenta algunas variables: la edad, si la amputación es unilateral o bilateral, el estado del muñón, el balance articular y muscular de los miembros conservados, la patología acompañante, el catálogo de prestaciones de la región, la motivación personal del paciente, el estado mental, las posibilidades de reincorporación laboral, las futuras actividades recreativas o deportivas, la capacidad de aprendizaje, el entorno familiar y las barreras arquitectónicas.

Se debe vigilar que el paciente realice una marcha lo más adecuada posible con su prótesis. Entre los objetivos en esta última fase deben figurar: que los pasos sean de igual longitud y la carga igual en ambos miembros, una adecuada flexión de rodilla (si usa rodilla libre), que camine sin inclinación de tronco y que sea capaz de subir y bajar escaleras y rampa (Zambudio-Periago, 2009b).

Antes del alta hay que enseñar al paciente la colocación y retirada de la prótesis, la higiene diaria del muñón y de la prótesis y entrenarlo en las actividades de la vida diaria con la ayuda de la prótesis, tales como subir rampas y escaleras (Avellanet, 2005).

El alta en la sala de fisioterapia se hace de modo progresivo para permitir al paciente adaptarse al entorno donde vive (Zambudio-Periago, 2009b).

El revestimiento cosmético de la prótesis se utiliza para dar una forma y coloración similar a la pierna contra lateral.

Después del alta se realiza un seguimiento del paciente.

Hay que tener en cuenta que el muñón continúa reduciéndose durante los 6 - 12 meses siguientes después del alta; estos cambios se compensan colocando rellenos en el encaje o confeccionando un encaje nuevo (Zambudio-Periago, 2009b).

7.3. Factores predictivos de éxito de la protetización

La atención de los pacientes en unidades específicas para el tratamiento de los amputados en los Servicios de Rehabilitación es esencial para el cuidado integral de estos pacientes.

En la publicación de Meier (Meier y Melton, 2014) se define un marco de trabajo para los médicos rehabilitadores sobre los resultados funcionales esperados según nivel de amputación.

Además, numerosas publicaciones ayudan al médico rehabilitador a tomar decisiones clínicas. Existen varias revisiones sistemáticas donde se han abordado diferentes aspectos de gran importancia para la protetización del paciente amputado: los aspectos quirúrgicos en pacientes amputados jóvenes por heridas de guerra (Penn-Barwell, 2011), la sistematización de los distintos instrumentos de medida de movilidad (Fortington y cols., 2012), el enfrentamiento psicológico a la nueva situación del

amputado, así como el abordaje posterior en los servicios de rehabilitación (Murray, Forshaw, 2013).

De gran importancia para el resultado funcional son los factores que afectan a la integridad del muñón, ya que, tanto las frecuentes alteraciones cutáneas como el dolor residual, son determinantes para la rehabilitación y para la consecución de una marcha independiente (Butler y cols., 2014).

También se plantean los factores predictivos de marcha en adultos de distinta edad, etiología, nivel y comorbilidad asociada entre los más importantes (Sansam y cols., 2009; Kahle y cols., 2016).

II.- OBJETIVOS

La mente se estira por una nueva idea y nunca se contrae de nuevo a sus antiguas dimensiones.

Oliver Wendell Holmes

- 1.-** Determinar los factores que podrían asociarse y predecir el grado de éxito y fracaso en la protetización de los pacientes con amputación mayor de miembro inferior y su recuperación funcional.
- 2.-** Establecer, si es posible, las condiciones o parámetros para desarrollar un protocolo de actuación que evidencie la situación del paciente con amputación mayor de miembro inferior en cuanto al grado de viabilidad de la protetización y, en su caso, la atención correspondiente al inicio y a lo largo de la rehabilitación para conseguir el mejor resultado.
- 3.-** Proponer las consiguientes consideraciones, bien para los profesionales de la salud, bien para los pacientes tras la amputación de miembro inferior para una mejor actuación, mejores cuidados y adaptación funcional.

III.- MATERIAL Y MÉTODOS

El conocimiento es orgulloso por lo mucho que ha aprendido;
la sabiduría es humilde porque no sabe más.

Willian Cowper

1. Diseño del estudio y participantes

Para esta tesis doctoral se realizó un estudio observacional longitudinal de cohorte retrospectivo y analítico en el que se revisaron las historias médicas de un total de 335 pacientes con amputación mayor de miembro inferior del periodo comprendido entre el 1 de Enero de 2000 y el 31 de Diciembre de 2014.

Todos los pacientes participaron en el programa de rehabilitación ambulatoria de la Unidad de Prótesis y Ortesis del Servicio de Rehabilitación del Hospital Universitario “Virgen de las Nieves” de Granada (España).

Las historias médicas de estos pacientes se consultaron en el archivo general del hospital, donde estaban depositadas. A partir de noviembre de 2010 comenzaron a registrarse en el sistema informático hospitalario. En el primer caso, los números de historia clínica de cada uno de los amputados que iban a participar en el programa de rehabilitación ambulatoria en la unidad de Prótesis y Ortesis del Servicio de Rehabilitación eran recogidos en la consulta del médico rehabilitador. En el segundo caso, los números de historia que hubo que consultar los proporcionó el Servicio de Documentación del Hospital siguiendo los códigos CIE-9 (Diagnóstico: 897-0- Amputado tibial, 897-2- Amputado femoral, 897-6- Amputado bilateral. Procedimientos: 84.17- amputado femoral y 84.15- amputado tibial).

1.1 Criterios de inclusión

- Haber sufrido una amputación mayor de miembro inferior a nivel femoral o tibial, ya sea unilateral o bilateral.

- Estar incluidos en el programa de rehabilitación de la Unidad de Prótesis y Ortesis del Hospital Universitario “Virgen de las Nieves” de Granada (España) durante el período establecido para este estudio entre 2000 y 2014 (quedaron incluidos pacientes con movilidad previa independiente).

1.2 Criterios de exclusión

1. Amputación de miembro inferior a cualquier otro nivel (desarticulación del la rodilla o de la cadera, amputación de pie, tobillo o dedos del pie, etc.).
2. Grado de deterioro mental que limite o impida la cooperación.
3. Patologías neurológicas avanzadas.
4. Insuficiencia cardíaca y/o Enfermedad pulmonar obstructiva crónica (EPOC) avanzada con disnea incapacitante.

1.3 Tamaño de la muestra

Para el cálculo del tamaño muestral se aplicaron las directrices descritas por Peduzzi y cols. (1996), se consideró que para un modelo de regresión logística multivariante debe haber al menos 10 eventos por variable predictiva. De acuerdo con sus criterios el número final de participantes incluidos en nuestro modelo de regresión logística pueden ser considerados como suficientes, tanto para pacientes cuya adaptación a la prótesis exitosa independientemente del uso de dispositivos de ayuda para la marcha (n=169) como para aquellos que sí la emplearon (n=120).

2. Tipos de prótesis

Las prótesis usadas en pacientes amputados femorales fueron endoesqueléticas con encaje cuadrangular laminado en resina y fibra de carbono, para mayores de 60-65 años con rodilla de bloqueo y pie articulado. (figura 17). Para los más jóvenes se usó rodilla libre y pie dinámico (figura 18).



Figura 17.- Prótesis femoral. Encaje cuadrangular con sistema de succión y rodilla de bloqueo.
A.- Prótesis femoral provisional.
B.- Prótesis femoral definitiva.



Figura 18.- Prótesis femoral. Encaje cuadrangular con sistema de succión y rodilla libre.

En amputados tibiales, se utilizó el encaje PTB (Patellar Tendon Bearing) (figura 19) o KBM modificado (Kondylen Bettung Münster) (figura 20), ambos con pie dinámico.



Figura 19.- Prótesis tibial con encaje PTB: encaje duro y corselete.



Figura 20.- Prótesis tibial con encaje KBM: encaje duro, encaje de pelite y encaje de silicona.

El encaje de silicona (figura 21) se comenzó a usar en amputados tibiales cuando existían problemas cutáneos en muñón desde 1997 y su uso se ha hecho sistemático desde 2008. En amputados femorales se usa sólo para aquellos pacientes con problemas de muñón o en los que le resulta difícil la colocación de un encaje de succión (Linde y cols., 2005 y Schaffalitzky y cols., 2012).



Figura 21.- Encaje blando de pelite y encaje de silicona con pin o vástago.

3. Variables del estudio

Para este estudio se han tomado las siguientes variables:

3.1 Género y edad

La variable edad fue analizada como variable cuantitativa (años) y como cualitativa, dividiéndose en cuatro categorías o grupos (≤ 55 años, 55-65 años, 65-75 años y ≥ 75 años).

3.2 Motivo de amputación

En el protocolo de recogida de datos se tomaron en principio 6 categorías dentro del estudio del motivo o causa de amputación: vascular, enfermedad vascular periférica, traumática, infecciosa y tumoral y otros. Posteriormente, para el análisis por grupos, esta variable se agrupó en tres categorías: vascular, traumática y otras (infecciosa, tumoral y otros).

3.3 Nivel de amputación

Tal y como se expone en los criterios de inclusión y exclusión, se contemplaron tres categorías respecto al nivel de amputación: femoral, tibial y amputación doble o bilateral.

3.4 Características del miembro conservado

- Úlceras en el miembro conservado (SI/NO)
- Otras alteraciones (SI/NO)

3.5 Características del muñón (figura 22):

Se recogió si el paciente presentaba flexo en cadera o rodilla, alteraciones del miembro contralateral, como debilidad, fracturas o amputaciones del pie (excluyendo dedos).

MUÑÓN	
FORMA	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
(1. Cilíndrico; 2. Cuadrangular; 3. Irregular; 4. Otras.....; 9. NC)	
CICATRIZ	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
(1. Transversal 2. Anfractuosa 3. Otras)	
ESTADO CICATRIZACION	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
(1. Bueno 2. Con puntos 3. Fresca 4. Injerto 5. Infectada)	
PIEL	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
(1. Normal 2. Alterada)	
DOLOR AL PALPAR	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/>
(1. Sí; 2. No 9. NC)	
BALANCE ARTICULAR	
Flexo de cadera	<input type="checkbox"/> Grados <input type="text"/> <input type="text"/> °
Flexo de rodilla	<input type="checkbox"/> Grados..... <input type="text"/> <input type="text"/> °
DOLOR FANTASMA	<input type="checkbox"/> <input type="checkbox"/> (1. Sí; 2. No 9. NC)

Figura 22.- Características del muñón.

Se recogieron dos variables respecto al miembro afecto:

- Dolor de miembro fantasma (SI/NO)
- Muñón óptimo / no óptimo, donde se tuvo en cuenta la morfología del muñón (cilíndrico, cuadrangular, irregular, otras), cicatriz (transversal, anfractuosa, otras), estado cicatrización (bueno, con puntos, fresca, injerto, infectada) y estado de la piel (normal o

alterada), si tenía dolor a la palpación y flexo articular. Se consideró muñón óptimo aquel con morfología cilíndrica, cicatrices transversales, con piel normal, sin dolor a la palpación y sin flexo articular o flexo menor de 30°. En la figura 23 se muestra un muñón tibial cilíndrico con cicatriz transversal en buen estado, con puntos de sutura y piel normal (A: 1ª semana post amputación, B: 2 meses después de la amputación). En la figura 24 se observa un muñón femoral con cicatriz anfractuosa cicatrizada.



Figura 23.- Muñón tibial cilíndrico con cicatriz. A. 1ª semana. B. 2 meses (tras amputación).



Figura 24.- Muñón femoral con cicatriz anfractuosa cicatrizada.

3.6 Comorbilidades

En la figura 25 se presentan las diferentes comorbilidades recogidas en esta tesis doctoral, donde la enfermedad pulmonar obstructiva crónica, enfermedad coronaria o la patología neurológica debían presentarse en estado no avanzado y la demencia debía de ser leve.

COMORBILIDAD	<input type="checkbox"/>	(1-Si 2-No 9- NC- no consta)
Diabetes	<input type="checkbox"/>	PVD (Enfermedad vascular periférica) <input type="checkbox"/>
EPOC	<input type="checkbox"/>	Enfermedad coronaria <input type="checkbox"/>
Enfermedad neurológica	<input type="checkbox"/>	Demencia <input type="checkbox"/>
Alteración en la visión (retinopatía diabética)	<input type="checkbox"/>	Otras <input type="checkbox"/>

Figura 25.- Comorbilidades recogidas en este estudio.

En el apartado “otras” se incluyeron: patología hepato-renal, úlcera gastroduodenal, enfermedades del tejido conjuntivo, hipertensión, trastornos psiquiátricos (depresión o ansiedad previas), obesidad, artrosis o artroplastia ipsilateral, fracturas asociadas. Este

parámetro se analizó como valor medio del número de comorbilidades (variable cuantitativa) y como variable categórica, para lo que se dividió a los pacientes en tres categorías según el número de comorbilidades: 0, 1 o más de 1 comorbilidad (multimorbilidad).

La multimorbilidad se definió para aquellos pacientes con más de 1 comorbilidad. (Charlson y cols, 1987)

3.7 Tiempo hasta el inicio de la rehabilitación

La variable tiempo transcurrido desde la amputación hasta el inicio de la rehabilitación fue recogida tanto como una variable cuantitativa (días) como cualitativa para lo que se agrupó la muestra en las siguientes categorías (meses): menos de 1, entre 1 y 3, entre 2 y 3, entre 3 y 6, y más de 6 meses.

3.8 Características del tratamiento de rehabilitación (figura 26)

- Duración de la rehabilitación (días)
- Interrupción de la rehabilitación (SI/NO)
- Causas de interrupción

SALA DE FISIOTERAPIA		
INICIO	_ _ - _ _ - _ _	FINALIZACION _ _ - _ _ - _ _
INTERRUPCION.	_	
0.	No; 1,2,3,... Número de interrupciones;	9.NC _
MOTIVOS:	Motivo 1: _	Motivo 2: _ Motivo 3: _
	1- Incomparecencia;	2- Alteraciones dérmicas (Ampollas, úlceras) ;
	3- Fractura tras caída,	4- Accidente vascular cerebral.(ACV),
	5- debilidad general;	6- Dolor miembro contralateral 7- nueva amputación.

Figura 26.- Datos referentes al tratamiento en la sala de fisioterapia.

4. Definición del éxito en la protetización

El abordaje de los pacientes con amputación mayor de miembro inferior fue realizado por un equipo terapéutico ubicado en el hospital formado por un médico especialista en rehabilitación, un equipo de fisioterapeutas y un técnico ortopédico.

El médico rehabilitador en la consulta ambulatoria realizó una historia clínica específica del paciente amputado. Informó sobre el programa de rehabilitación, los diferentes modelos de prótesis que se pueden usar y los objetivos o resultados esperados al final del tratamiento. Le enseñó los cuidados del muñón (cuidados posturales, la higiene de su muñón, los cuidados de la piel y el vendaje diario), le prescribió las vendas y las ayudas técnicas necesarias para las transferencias. También le instruyó en algunos ejercicios sencillos de potenciación muscular de los miembros conservados para practicarlos en el domicilio.

Durante el tratamiento del paciente en la sala de fisioterapia, el médico rehabilitador cada semana valoraba funcionalmente al paciente y coordinaba al equipo para realizar las modificaciones del tratamiento necesarios, adaptándose a los cambios acontecidos y a las necesidades específicas de cada paciente.

El equipo de fisioterapeutas entrenó a los pacientes en los cuidados del muñón y la educación de la marcha en sus distintas fases, para que fuese posible su protetización.

El técnico ortopédico realizó la adaptación y modificaciones de las prótesis necesarias.

En el momento del alta, tras la finalización del programa de rehabilitación, se recogió el uso de dispositivos de asistencia para la marcha (uno o dos bastones, muletas o andador).

Para la definición de éxito o fracaso en la protetización se emplearon dos criterios diferentes:

Criterio 1 (Munin y cols., 2001): Se le pidió a los pacientes que caminara durante al menos 45 metros sobre una superficie estable y plana a una velocidad de la marcha que les resultara lo más cómoda posible. El uso de cualquier ayuda ambulatoria como por ejemplo andador, muletas o bastones están permitidos. Se considera fracaso en la protetización si no pueden completar los 45 metros, sólo emplean la prótesis para transferencias, no usaban las prótesis en el momento del alta de rehabilitación o fueron derivadas a otros servicios debido a inestabilidad médica.

Criterio 2 (Hamamura y cols., 2009): El uso de elementos de ayuda se incluye en este criterio, de manera que los pacientes que fueron capaces de andar al menos 45 metros sin ayuda ambulatoria, sólo con un bastón o con la misma ayuda previa a la amputación, se consideraron como éxito en la rehabilitación protésica (el uso de dos bastones, muletas o andador se consideró como fracaso).

5. Análisis estadístico

Se realizó un análisis descriptivo de los datos mediante el cálculo de medidas de tendencia central y dispersión para variables cuantitativas y de distribución de frecuencias para las variables cualitativas. La normalidad de las variables se analizó con el test de Kolmogorov-Smirnov. Para explorar las diferencias en los diferentes parámetros se utilizó el test de la t de Student y el análisis de varianza (ANOVA) para las comparaciones entre dos grupos o más de dos grupos respectivamente, realizándose en este caso la prueba de Bonferroni para el análisis post-hoc para un análisis específico y determinar entre qué grupos existen diferencias significativas. Respecto a aquellas

variables que no siguieron una distribución normal se realizaron pruebas no paramétricas (prueba U de Mann-Whitney y H de Kruskal-Wallis). Para el análisis de las relaciones entre variables categóricas se utilizó el test de la Chi-Cuadrado. Para calcular los odds ratios (OR) o razón de probabilidades de las variables independientes que expliquen el éxito o fracaso en la rehabilitación protésica se empleó una regresión logística multivariada con pasos sucesivos hacia delante. De este modo se pudo analizar los efectos independientes de las variables significativas respecto a la predicción de éxito o fracaso de la rehabilitación protésica. Se trabajó con un nivel de confianza del 95% ($p < 0,05$). Para el manejo y análisis de datos se utilizaron el paquete estadístico SPSS para ciencias sociales Versión 17.0 para Windows (SPSS Inc, Chicago, IL, USA) y el programa estadístico médico MedCalc 13.1. (MedCalc Software, Bélgica).

6. Comité de Ética

Este estudio fue aprobado por el Comité de Ética en Investigación de la Universidad de Granada, con número de registro: 323/CEIHI2017, se llevó a cabo de acuerdo a la Declaración de Helsinki 2013 y las Normas de Buena Práctica Clínica sobre los principios éticos para las investigaciones médicas en seres humanos, aprobada por la Asamblea General de la Asociación Médica Mundial.

IV.- RESULTADOS

El progreso es imposible sin el cambio,
y aquellos que no pueden cambiar sus mentes
no pueden cambiar nada.

George Bernard Shaw

1-Análisis descriptivo de la muestra

De un total de 335 historias clínicas de amputados mayores de miembro inferior que fueron analizadas, 169 cumplieron con los criterios de inclusión y exclusión. En este trabajo, la media de edad de la muestra en conjunto fue de $61,60 \pm 16,02$ años. Respecto al género, un 82,84% de los pacientes fueron hombres ($62,00 \pm 16,24$ años), mientras que la edad media de las mujeres (17,16%) fue ligeramente inferior ($59,68 \pm 15,01$ años).

Al hacer una división por grupos según la edad, el que mostró más porcentaje fue el de pacientes entre 65-75 años y el que menos el que englobaba a los mayores de 75 años (34,32% y 18,34%, respectivamente). El resto fue 25,44% para los menores de 55 y 21,89% para el grupo entre 55-65 años.

Del total de los pacientes, 5 (2,96%) precisaban de ayudas para la marcha antes de la cirugía (tres se ayudaban con 1 bastón y dos con 2 bastones). De éstos, la mayor parte (80%) eran de causa vascular y a nivel femoral (80%). El porcentaje de éxitos según los criterios 1 y 2 fueron del 83,33% y 60%, respectivamente.

Respecto a las características clínicas de los pacientes, las amputaciones tibiales fueron las más frecuentes (figura 27), aunque con un porcentaje muy similar al de las femorales: mostró un 50,89% (86 casos) de amputados tibiales, un 44,97% (76 casos) de amputados femorales y un 4,14% (n=7) bilaterales. De estos últimos, 6 casos tenían doble amputación tibial y un caso femoro-tibial.

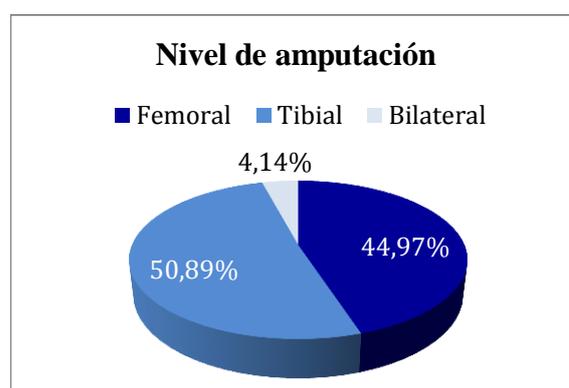


Figura 27.- Nivel de amputación

Cuando analizamos el motivo o causa de amputación (Figura 28), la más frecuente con bastante diferencia en comparación con el resto de causas fue la vascular, un 71,01% (120 casos), un 18,93% fue de origen traumático (32 casos) y un 10,06 % se debió a otras causas (17 casos). De ellos, hubo 5,31 % de origen tumoral (9 casos), 4,14% de origen infeccioso

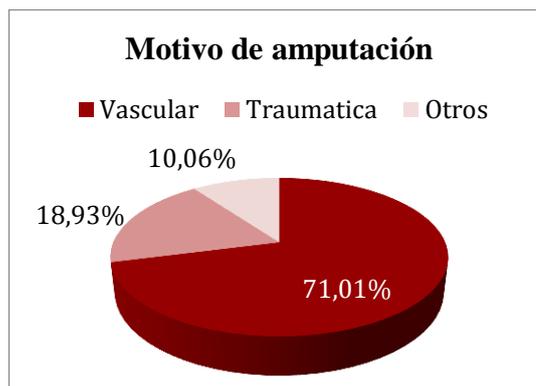


Figura 28.- Motivo de amputación

(7 casos) y 0,59% por quemadura (1 caso). Los pacientes con amputación de origen isquémico fueron significativamente superiores a los de los otros dos grupos ($p < 0,001$).

Nuestros pacientes de causa traumática presentan con más frecuencia nivel tibial que femoral, 23,2 % y 14,4%, respectivamente, aunque no es significativo (tabla 2).

El estudio de comorbilidades muestra una media de $1,40 \pm 0,73$ por paciente y un 54,44% (92 casos) de los pacientes presentaba multimorbilidad (figura 29). Nuestros pacientes presentaron más de una comorbilidad en un 54,44% y sólo una en un 31,36 % y un 14,20% no presentaron ninguna comorbilidad.



Figura 29.- Multimorbilidad

En la figura 30 se pueden ver los porcentajes individuales de cada una de las comorbilidades recogidas. Al analizar las diferentes causas de comorbilidad y la etiología de la amputación, como era de esperar, correspondían a la de etiología vascular, tanto la diabetes como la enfermedad vascular periférica, como la cardiopatía isquémica y las enfermedades neurológicas en más del 90%, y en un 88,24% las alteraciones de la visión.

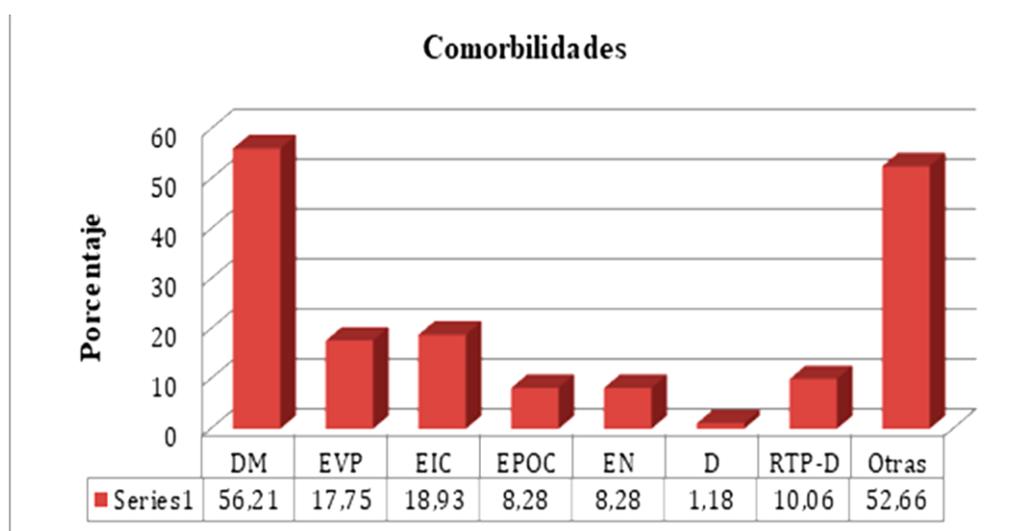


Figura 30.- Desglose de comorbilidades

DM: Diabetes Mellitus; **EVP:** Enfermedad Vascular Periférica; **EIC:** Enfermedad Isquémica Coronaria; **EPOC:** Enfermedad Pulmonar Obstructiva Crónica; **EN:** Enfermedad Neurológica/ accidente cerebro-vascular; **D:** Demencia; **RTP-D:** Retinopatía Diabética.

Entre las comorbilidades hay que destacar las enfermedades neurológicas por ser, junto con la amputación, dos patologías que afectan al aparato locomotor produciendo una doble discapacidad en este sentido. En nuestro trabajo, pudimos recoger un total de 14 pacientes (8,28%) con doble discapacidad para la marcha, de las cuales un 78,57 % eran hemiplejías.

En relación a las características del miembro afecto (figura 31), se pudo observar que, de los datos que fueron recogidos, un 59,76% (n=101) de los participantes presentó un muñón óptimo y sólo un 12,06% (n=17) afirmó presentar dolor de miembro fantasma.

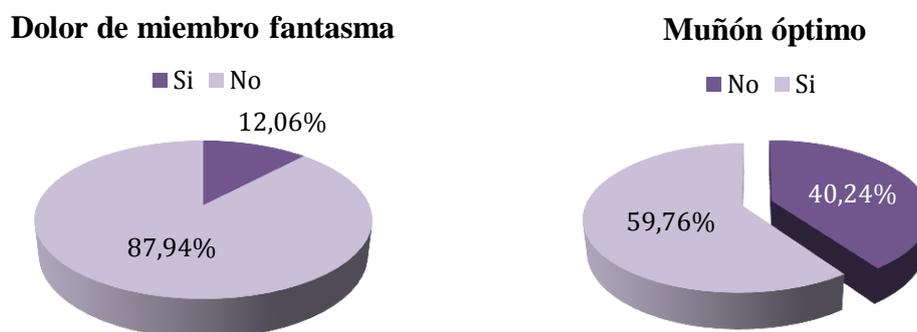


Figura 31.- Características del muñón.

En la figura 32 se presentan los porcentajes en el miembro conservado respecto a la presencia de úlceras y de otras alteraciones diferentes a las úlceras. En el registro de estas variables se detectaron un 7,10% (n=12) y un 6,51% (n=11) de pérdidas, respectivamente. El estudio nos mostró que sólo un 12,66% (n=20) y 12,74% (n=20) presentaron úlceras y otras alteraciones diferentes en el miembro conservado, respectivamente.

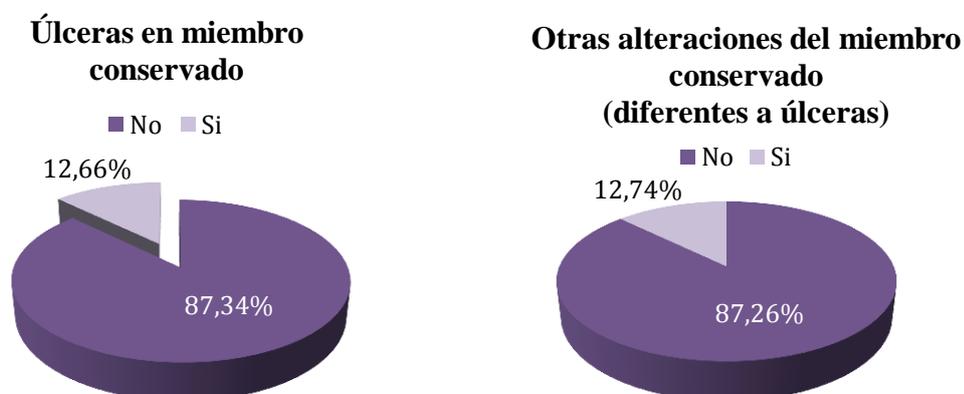


Figura 32.- Características del miembro conservado.

Respecto a los datos relacionados con la rehabilitación se pudo evidenciar que el tiempo medio transcurrido hasta el inicio del tratamiento fue de $130,62 \pm 102,09$ días y que la duración del mismo fue de $85,27 \pm 74,97$ días.

Del 64,5% (n=60) que interrumpieron el tratamiento rehabilitador, todos lo reanudaron después, excepto un 35,5% (n=17) que no llegaron a protetizarse (figura 33). Las causas de no llegar a protetizarse fueron: un 35,29% (n=6) renunció a continuar el tratamiento rehabilitador (2 amputados tibiales y 4 femorales), un 29,41% (n=5) precisó nueva cirugía (2 amputados de origen traumático necesitaron remodelado del muñón, 3 amputados de causa vascular precisaron amputación contralateral en 2 casos y 1 caso requirió amputación más proximal), un 23,53% (n=4) abandonó el tratamiento por patología intercurrente, todos ellos de etiología vascular (1 caso sufrió caída con fractura L2, otro caso hemiplejía severa ipsilateral y 2 amputados tenían debilidad generalizada en relación con tratamiento en hemodiálisis) y un 11,77% (n=2) exitus (figura 34).

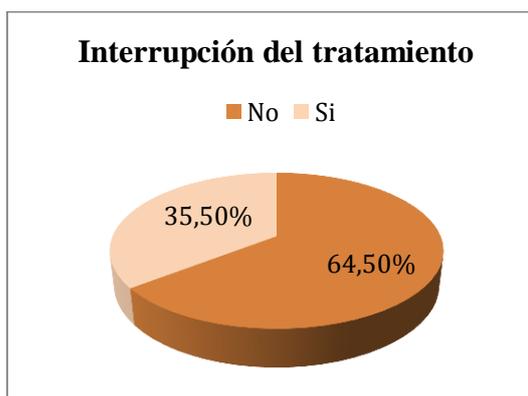


Figura 33.- Interrupción de la rehabilitación.

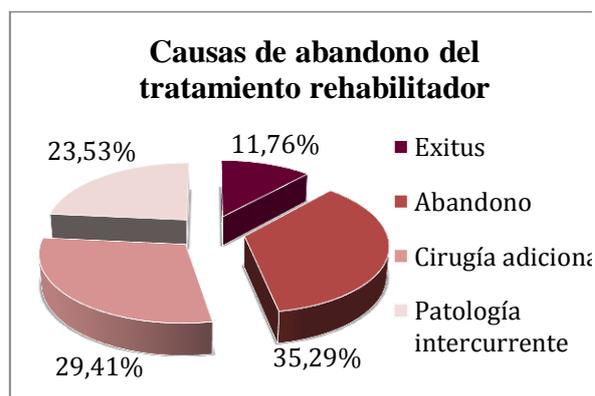


Figura 34.- Causas de abandono de la rehabilitación.

2- Estudio de las asociaciones individuales

En la tabla 2 se describen las diferencias entre las características de los participantes respecto al motivo o causa de la amputación. El análisis arrojó diferencias significativas respecto a la media de edad ($p < 0,001$) y el número de días de retraso en el inicio del tratamiento ($p = 0,003$), que fueron significativamente mayores en el grupo de causas vasculares. En este sentido, al hacer una división por grupos, hallamos diferencias significativas respecto a la edad ($p < 0,001$), donde la causa vascular fue más frecuente en el grupo de entre 65-75 años ($p < 0,001$), hecho que corrobora lo descrito anteriormente para la variable edad, mientras que para los otros dos grupos respecto a la causa (traumática y otras), el más frecuente fue el de menores de 55 años ($p < 0,001$ para ambos grupos). En relación al género, también encontramos diferencias significativas, pero en este caso sólo respecto a la causa traumática, donde la mayor parte de las amputaciones con esta causa se realizaron en los hombres ($p < 0,001$). El número de comorbilidades fue significativamente mayor en relación al resto en las amputaciones por causa vascular ($p < 0,001$ para ambas comparaciones). Finalmente, las últimas diferencias significativas con relación a la causa de amputación se encontraron respecto a la variable retraso en el inicio del tratamiento, donde el grupo de etiología vascular tuvo un retraso significativamente mayor que la causa traumática y que el resto ($p < 0,007$ y $p < 0,011$ tras el análisis post-hoc de Bonferroni). Si dividíamos la muestra por grupos de edad, de nuevo hubo diferencias significativas ($p < 0,009$), donde el grupo con 1-2 meses de retraso fue el más frecuente respecto a los grupos de etiología traumática y resto de causas y el de 3-6 meses de retraso lo fue para la causa vascular.

MOTIVO DE AMPUTACIÓN		Vascular (n=120)	Traumática (n=32)	Otras (n=17)	Valor p
Edad (años)		67,64 (10,96)	45,92 (17,88)	49,50 (15,63)	<0,001
Grupos de edad (años)	< 55	11 (25,6)	20 (46,5)	12 (27,9)	<0,001
	55-65	28 (75,7)	7 (18,9)	2 (5,4)	
	65-75	52 (89,6)	3 (5,2)	3 (5,2)	
	> 75	29 (93,5)	2 (6,5)	0 (0)	
Género	Hombre	100 (71,4)	30 (21,4)	10 (7,1)	0,008
	Mujer	20 (69)	2(6,9)	7(24,1)	
Otras alteraciones miembro conservado	No	94 (68,6)	27 (19,7)	16 (11,7)	0,886
	Sí	18 (90)	2 (10)	0 (0)	
Úlceras en miembro conservado	No	99 (71,7)	28 (20,3)	11 (8,0)	0,953
	Sí	14 (70)	4 (20)	2 (10)	
Nivel	Femoral	55 (72,37)	11 (14,47)	10(13,16)	0,437
	Tibial	59 (68,60)	20 (23,26)	7 (8,14)	
	Bilateral	6 (85,71)	1 (14,29)	0 (0)	
Muñón	No óptimo	73(72,28)	18 (17,82)	10 (9,90)	0,714
	Óptimo	46 (67,65)	14 (20,59)	8 (11,76)	
Dolor miembro fantasma	No	89 (71,77)	24 (19,35)	11 (8,87)	0,477
	Sí	13 (76,47)	1 (5,88)	3 (17,65)	
Número de comorbilidades		2.13 (1.04)	0.59 (0.80)	1.00 (0.71)	<0,001
Interrupción del tratamiento	No	77 (70,6)	22 (20,2)	10 (9,2)	0,780
	Sí	43 (71,43)	10 (16,7)	7 (11,7)	
Retraso tratamiento (días)		148,16 (107,52)	90,96 (80,64)	78,33 (48,13)	0,003
Retraso tratamiento (grupos)	< 1 mes	7 (58,3)	4 (33,3)	1 (8,3)	0,009
	1-2 meses	16 (50,0)	10 (31,3)	6 (18,8)	
	2-3 meses	14 (58,3)	6 (25,0)	4 (16,7)	
	3-6 meses	39 (81,3)	6 (12,5)	3 (6,3)	
	> 6 meses	32 (91,4)	2 (5,7)	1 (2,9)	
Duración tratamiento (días)		84,71 (70,63)	81,65 (99,43)	94,40 (62,12)	0,870

Tabla 2.- Análisis de las variables de este estudio de acuerdo a la etiología de la amputación.

Las variables cuantitativas se presentan como media (desviación típica) y las categóricas o cualitativas como frecuencia (porcentaje).

Si analizamos la muestra de este estudio respecto al nivel de amputación (tabla 3), los resultados nos muestran que no hubo diferencias significativas respecto a ninguna de las variables analizadas a excepción del retraso del inicio en el tratamiento ($p < 0,001$),

donde se pudo observar que las amputaciones bilaterales se asociaron significativamente a un mayor retraso y el análisis post hoc de Bonferroni mostró diferencias entre este grupo y las amputaciones tibiales y femorales ($p < 0,001$ para ambas).

NIVEL DE AMPUTACIÓN		Femoral (n=76)	Tibial (n=86)	Bilateral (n=7)	Valor p
Edad (años)		62,13 (7,47)	61,10 (14,66)	62,02 (17,90)	0,919
Grupos de edad (años)	< 55	17 (39,5)	23 (53,5)	3 (7,0)	0,735
	55-65	14 (37,8)	22 (59,5)	1 (2,7)	
	65-75	30 (51,7)	26 (44,8)	2 (3,4)	
	> 75	15 (48,4)	15 (48,4)	1 (3,2)	
Sexo	Hombre	64 (45,7)	69 (49,3)	7 (5,0)	0,375
	Mujer	12 (41,4)	17 (58,6)	0 (0,0)	
Otras alteraciones miembro conservado	No	68 (43,6)	82 (52,6)	6 (3,8)	0,300
	Si	8 (61,5)	4 (30,8)	1 (7,7)	
Úlceras miembro conservado	No	61 (44,2)	72 (52,2)	5 (3,6)	0,325
	Sí	10 (50,0)	8 (40,0)	2 (10,0)	
Muñón	No óptimo	31 (45,6)	34 (50,0)	3 (4,4)	0,977
	Óptimo	45 (44,6)	52 (51,5)	4 (4,0)	
Interrupción tratamiento	No	51 (46,8)	56 (51,4)	2 (1,8)	0,123
	Sí	25 (41,7)	30 (50,0)	5 (8,3)	
Dolor miembro fantasma	No	7 (41,18)	10 (58,82)	0 (0,00)	0,272
	Sí	61 (49,19)	58 (46,77)	5 (4,03)	
Número de comorbilidades		1,88 (1,23)	1,63 (1,12)	1,26 (0,49)	0,224
Número comorbilidades (grupos)	0	10 (41,7)	14 (58,3)	0 (0,0)	0,131
	1	20 (37,7)	28 (52,8)	5 (9,4)	
	>1	46 (50,0)	44 (47,8)	2 (2,2)	
Retraso tratamiento (días)		116,52 (74,64)	127,53 (96,12)	324,50 (217,98)	<0,001
Retraso tratamiento (grupos)	< 1 mes	4 (33,3)	8 (66,7)	0 (0,0)	0,371
	1-2 meses	15 (46,9)	17 (53,1)	0 (0,0)	
	2-3 meses	11 (45,8)	13 (54,2)	0 (0,0)	
	3-6 meses	21 (43,8)	25 (52,1)	2 (4,2)	
	> 6 meses	14 (40,0)	17 (48,6)	4 (11,4)	
Duración tratamiento (días)		90,90 (74,88)	79,30 (77,24)	103,60 (34,41)	0,589

Tabla 3.- Análisis de las variables de este estudio respecto al nivel de amputación.

Las variables cuantitativas se presentan como media (desviación típica) y las categóricas o cualitativas como frecuencia (porcentaje).

Al dividir la muestra de este trabajo en grupos respecto al número de comorbilidades (tabla 4), el estudio en este caso nos presentó varias asociaciones individuales significativas.

GRUPOS COMORBILIDAD		Ninguna (n=24)	1 (n=53)	Más de 1 (n=92)	Valor p
Edad (años)		42,23 (18,37)	59,70 (16,28)	67,75 (9,88)	<0,001
Grupos de edad (años)	Menos 55	17 (39,53)	16 (37,21)	10 (23,26)	<0,001
	55-65	3 (8,11)	13 (35,14)	21 (56,76)	
	65-75	3 (5,17)	18 (31,03)	37 (63,79)	
	Más de 75	1 (3,23)	6 (19,35)	24 (77,42)	
Género	Masculino	20 (14,29)	47 (33,57)	73 (52,14)	0,356
	Femenino	4 (13,79)	6 (20,69)	19 (65,52)	
Otras alteraciones miembro conservado	No	24 (15,38)	49 (31,41)	83 (53,21)	0,277
	Sí	0 (0,00)	4 (30,77)	9 (69,23)	
Úlceras miembro conservado	No	18 (13,04)	39 (28,26)	81 (58,70)	0,017
	Sí	4 (20,00)	11 (55,00)	5 (25,00)	
Motivo de la amputación	Vascular	2 (1,67)	34 (28,33)	84 (70,00)	<0,001
	Traumática	18 (56,25)	10 (31,25)	4 (12,50)	
	Otros	4 (23,53)	9 (52,94)	4 (23,53)	
Muñón	No óptimo	6 (8,82)	24 (35,29)	54 (55,88)	0,232
	Óptimo	18 (17,82)	29 (28,71)	38 (53,47)	
Dolor miembro fantasma	No	1 (5,88)	7 (41,18)	9 (52,94)	0,604
	Sí	17 (13,71)	41 (33,06)	66 (53,23)	
Interrupción del tratamiento	No	19 (17,43)	32 (29,36)	58 (53,21)	0,255
	Sí	5 (8,333)	21 (35,00)	34 (56,67)	
Retraso tratamiento (días)		84,67 (68,39)	134,67 (121,83)	140,01 (94,27)	0,080
Retraso tratamiento (grupos)	< 1 mes	3 (25,00)	3 (25,00)	6 (50,00)	0,090
	1-2 meses	7 (21,88)	11 (34,38)	14 (43,75)	
	2-3 meses	5 (20,83)	11 (45,83)	8 (33,33)	
	3-6 meses	5 (10,42)	12 (25,00)	31 (64,58)	
	> 6 meses	1 (2,86)	11 (31,43)	23 (65,71)	
Duración tratamiento (días)		54,80 (45,36)	87,36 (82,02)	92,41 (76,28)	0,135

Tabla 4.- Análisis de las características de los pacientes respecto a los grupos de comorbilidad.

Las variables cuantitativas se presentan como media (desviación típica) y las categóricas o cualitativas como frecuencia (porcentaje).

La edad media fue significativamente mayor en el grupo con más de una comorbilidad (multimorbilidad) respecto a los que no presentaban ($p < 0,001$) y respecto al

grupo con una sola comorbilidad ($p < 0,002$). Este resultado fue corroborado al hacer una división de las participantes por grupos de edad donde nos encontramos: a medida que aumentaba la edad (grupo de edad) se incrementaba el porcentaje de pacientes con multimorbilidad ($p = 0,003$). El grupo con multimorbilidad se asociaba significativamente con el grupo sin úlceras en el miembro conservado ($p = 0,017$). En relación a la causa de amputación, podemos ver cómo las de naturaleza vascular aparecen relacionadas significativamente con multimorbilidad ($p < 0,001$).

En las tablas anteriores se señalan las asociaciones individuales con el nivel y motivo de amputación, la multimorbilidad y el uso de dispositivos de ayuda para la marcha. Se estudiaron las diferencias individuales de las variables analizadas respecto al retraso en el inicio y la duración del tratamiento (tabla 5).

		Retraso tratamiento	Valor p	Duración tratamiento	Valor p
Grupos de edad (años)	≤55	120,69 (115,55)	0,529	86,55 (61,99)	0,671
	55-65	119,94 (81,01)		70,87 (77,13)	
	65-75	147,15 (116,96)		91,43 (79,84)	
	≥75	124,22 (71,02)		90,20 (79,73)	
Género	Masculino	137,47 (105,99)	0,046	84,72 (78,33)	0,840
	Femenino	90,45 (63,17)		88,40 (53,56)	
Úlceras en miembro conservado	Sí	128,00 (103,21)	0,682	86,53 (79,19)	0,301
	No	138,16 (77,17)		64,87 (41,09)	
Otras alteraciones miembro conservado	Sí	132,99 (105,19)	0,353	83,98 (75,40)	0,529
	No	105,38 (56,51)		98,33 (72,33)	
Muñón	Óptimo	135,22 (97,18)	0,663	91,38 (72,80)	0,468
	No óptimo	127,74 (105,45)		81,59 (76,45)	
Dolor miembro fantasma	Sí	123,21 (90,70)	0,905	95,75 (50,54)	0,655
	No	126,71 (104,28)		85,02 (80,87)	

Tabla 5.- Análisis del retraso en el inicio y en la duración del tratamiento respecto al estado de ambos miembros.

Las variables cuantitativas se presentan como media (desviación típica) y las categóricas o cualitativas como frecuencia (porcentaje).

Se puede ver que, a diferencia de los análisis anteriores, no se encontraron asociaciones individuales significativas a excepción del género, donde los hombres mostraron un retraso en el inicio del tratamiento significativamente mayor que las mujeres ($p=0,046$).

Finalmente, respecto al uso de dispositivos de ayuda para caminar (tabla 6), estos datos fueron recogidos o anotados en un total de 118 pacientes de los que, tal y como se ha explicado antes, un 2,96% necesitaban ayudas antes de la cirugía, y de estos un 100% y un 80% mostraron éxito en la rehabilitación protésica de acuerdo a los criterios 1 y 2, respectivamente.

Tras el análisis se pudieron observar diferencias respecto a la media de edad y el análisis post-hoc nos mostró que ésta, para aquellos que emplean dos bastones o un andador, es significativamente mayor que la de los que no necesitan ayuda ($p<0,001$) y los que se apoyan en un bastón ($p=0,021$). De la misma manera, la prueba de comparaciones múltiples de Bonferroni evidencia que la edad también es menor entre aquellos que emplean sólo un bastón y los que no necesitan ayuda ($p<0,001$).

Los pacientes que necesitaron más ayudas para caminar fueron los que sufrieron una amputación a nivel femoral ($p=0,410$) por causas vasculares ($p<0,001$) y que presentan una o más comorbilidades ($p<0,001$). Respecto a esta última característica, la media de comorbilidades fue significativamente mayor entre aquellos pacientes que necesitan dos bastones o un andador para caminar en comparación con lo que necesitan sólo un bastón ($p=0,023$) o los que no necesitan nada ($p<0,001$).

El tiempo transcurrido entre la amputación y el comienzo de la rehabilitación también se asoció a una mayor necesidad de asistencia técnica, más concretamente el test de Bonferroni presenta diferencias entre los pacientes que no necesitan ayuda para caminar

y los que requieren de dos bastones o de un andador ($p=0,013$). En el resto de los factores analizados no encontramos diferencias significativas.

USO DE DISPOSITIVOS DE AYUDA PARA CAMINAR		Ninguno (n=18)	Un bastón (n=31)	Dos bastones o un andador (n=59)	Valor p
Edad (años)		42,27 (17,51)	58,52 (16,76)	67,90 (12,54)	<0,001
Grupos de edad (años)	≤55	14 (32,56)	9 (20,93)	9 (20,93)	<0,001
	55-65	1 (2,70)	9 (24,32)	5 (13,51)	
	65-75	2 (3,77)	8 (15,09)	31 (58,49)	
	≥75	1 (4,00)	5 (20,00)	14 (56,00)	
Género	Masculino	15 (11,81)	27 (21,26)	51 (40,16)	0,498
	Femenino	3 (13,64)	4 (18,18)	8 (36,36)	
Otras alteraciones miembro conservado	No	18 (11,5)	30 (19,2)	51 (32,97)	0,148
	Sí	0 (0)	1 (7,7)	8 (61,8)	
Úlceras miembro conservado	No	16 (12,80)	25 (20)	53 (42,40)	0,960
	Sí	1 (7,69)	3 (23,08)	3 (23,08)	
Nivel	Femoral	3 (5,00)	13 (21,67)	26 (43,33)	0,001
	Tibial	15 (18,29)	18 (21,95)	26 (31,71)	
	Bilateral	0 (0,00)	0 (0,00)	7 (010,00)	
Motivo de amputación	Vascular	4 (3,92)	20 (19,61)	48 (47,06)	<0,001
	Traumática	11 (36,67)	9 (30,00)	4 (13,33)	
	Otra	3 (17,65)	2 (11,76)	7 (41,18)	
Muñón	Óptimo	6 (10,34)	10 (17,24)	28 (48,28)	0,479
	No óptimo	12 (13,19)	21 (23,08)	31 (34,07)	
Dolor miembro fantasma	No	0 (0,00)	5 (29,41)	9 (52,94)	0,222
	Sí	14 (11,29)	23 (18,55)	39 (31,45)	
Interrupción del tratamiento	No	14 (12,8)	23 (21,1)	36 (33,0)	0,287
	Sí	4 (6,7)	8 (13,3)	23 (38,3)	
Comorbilidades		0,61 (1,145)	1,42 (,992)	2,12 (1,068)	<0,001
Número comorbilidades (grupos)	0	12 (52,17)	6 (26,09)	1 (4,35)	<0,001
	1	4 (8,51)	11 (23,40)	17 (36,17)	
	≥1	2 (2,53)	14 (17,72)	41 (51,90)	
Retraso tratamiento (días)		91,19 (80,27)	118,52 (75,92)	162,69 (126,98)	0,023
Retraso tratamiento (grupos)	< 1 mes	3 (30,00)	1 (10,00)	4 (40,00)	0,005
	1-2 meses	6 (22,22)	5 (18,52)	4 (14,81)	
	2-3 meses	2 (9,09)	10 (45,45)	8 (36,36)	
	3-6 meses	4 (8,70)	7 (15,22)	22 (47,83)	
	>6 meses	1 (3,23)	6 (19,35)	17 (54,84)	
Duración tratamiento (días)		55,00 (5,14)	74,78 (80,55)	105,69 (81,80)	0,078

Tabla 6.- Análisis de las características de los pacientes respecto al uso de dispositivos de ayuda para caminar.

Las variables cuantitativas se presentan como media (desviación típica) y las categóricas o cualitativas como frecuencia (porcentaje).

3. Estudio del éxito o fracaso en la prototización

Respecto al primer criterio de éxito en la rehabilitación protésica, en el momento del alta un 88,17% (n=149) de los pacientes fueron capaces de caminar con la prótesis al menos una distancia de 45 metros (sin tener en cuenta el uso de ayudas para la marcha). En relación a la doble discapacidad (amputación y alteración neurológica), la tasa de éxito bajo este criterio fue del 83,33%.

En la tabla 7 se muestran las diferencias de las características de la muestra respecto al uso de dispositivos.

CAPACES DE CAMINAR 45 METROS		Sí (n=149)	No (n=17)	Valor p
Edad (años)		61,06 (16,20)	67,94 (13,05)	0,144
Grupos de edad (años)	≤55	40 (95,24)	2 (4,76)	0,139
	55-65	31 (88,57)	4 (11,43)	
	65-75	53 (91,38)	5 (8,62)	
	≥65	25 (80,65)	6 (19,35)	
Género	Masculino	127 (92,03)	11 (7,97)	0,170
	Femenino	22 (78,57)	6 (21,43)	
Nivel	Femoral	60 (82,19)	13 (17,81)	<0,001
	Tibial	82 (95,35)	4 (4,65)	
	Bilateral	7 (100,0)	0 (0,00)	
Motivo de amputación	Vascular	102 (87,18)	15 (12,82)	0,206
	Traumática	30 (93,75)	2 (6,25)	
	Otra	18 (100,0)	0 (0,00)	
Número de comorbilidades	0	23 (95,83)	1 (4,17)	0,504
	1	47 (90,38)	5 (9,62)	
	≥1	79 (86,81)	12 (13,19)	
Úlceras en miembro conservado	No	125 (93,28)	9 (6,72)	0,001
	Sí	13 (65)	7 (35)	
Muñón	Óptimo	91 (91,92)	8 (8,08)	0,303
	No óptimo	58 (86,57)	9 (13,43)	
Tiempo hasta rehabilitación (días)		128,50 (90,82)	132,22 (103,36)	0,904
Tiempo hasta rehabilitación (grupos)	< 1 mes	10 (90,91)	1 (9,09)	0,800
	1-2 meses	28 (90,32)	3 (9,68)	
	2-3 meses	22 (91,67)	2 (8,33)	
	3-6 meses	46 (95,83)	2 (4,17)	
	>6 meses	31 (88,57)	4 (11,43)	

Tabla 7.- Características de la población de estudio respecto al éxito en la rehabilitación protésica evaluada según el criterio n°1*.

Las variables cuantitativas se presentan como media (desviación típica) y las categóricas o cualitativas como frecuencia (porcentaje).

*Capacidad para caminar al menos 45 m. con independencia del uso de dispositivos de ayuda para la marcha.

En lo concerniente al retraso en el inicio del tratamiento, no pudimos encontrar diferencias significativas, pero sí respecto al nivel de amputación, y así las amputaciones a nivel tibial ($p < 0,020$) y femoral ($p < 0,008$) se asociaron significativamente con el éxito y fracaso en la protetización, respectivamente. El fracaso en la rehabilitación también se asoció de manera significativa a la presencia de úlceras en el miembro conservado ($p < 0,001$). No hay diferencias significativas respecto al resto de las variables analizadas.

El análisis de regresión logística multivariante mostró que tras realizar el ajuste para todas las covariables, sólo el género masculino (OR = 0,21; IC 95% = 0,06 - 0,80; $p = 0,022$) y el nivel tibial de amputación (OR = 6,73; IC 95% = 1,92 - 23,64; $p = 0,003$) fueron predictores independientes de fracaso y éxito en la rehabilitación protésica, respectivamente, independiente del uso de dispositivos de ayuda para la marcha (tabla 8).

		Análisis univariante					Análisis multivariante		
Variable		OR	IC 95%	Valor p	Variable		OR	IC 95%	Valor p
Género		0,39	0,14-1,14	0,085	Género		0,21	0,06-0,80	0,022
Motivo amputación	Vascular	2,33	0,51-10,71	0,277	Motivo amputación	Vascular	1,28	0,17-9,50	0,812
	Traumática	2,64	0,33-21,23	0,361		Traumática	4,15	0,29-58,51	0,292
Nivel	Tibial	5,04	1,59-15,95	0,006	Nivel	Tibial	6,73	1,92-23,64	0,003
Comorbilidades		0,71	0,47-1,05	0,089	Comorbilidades		0,88	0,51-1,49	0,627
Grupos de edad (años)	55-65	0,39	0,90-1,63	0,204	Grupos de edad (años)	55-65	0,64	0,10-4,16	0,637
	65-75	1,01	0,21-4,78	0,987		65-75	2,75	0,38-19,65	0,314
	>75	0,31	0,07-1,36	0,122		>75	0,55	0,08-3,79	0,545
Úlceras en miembro conservado		0,99	0,81-1,28	0,949	Úlceras en miembro conservado		1,03	0,83-1,29	0,778

Tabla 8.- Modelo de predicción de regresión logística multivariante respecto al éxito o fracaso en la rehabilitación protésica evaluada según el criterio 1*.

OR: odds ratio; **IC:** Intervalo de confianza.

*Capacidad para caminar al menos 45 m. con independencia del uso de dispositivos de ayuda para la marcha.

Cuando se realizó el análisis del éxito en la rehabilitación protésica respecto al criterio 2, es decir, caminar 45 m. sin ayudas o con sólo un bastón como facilitador de la marcha, el 41,8% de los participantes consiguieron una rehabilitación exitosa (tabla 9). En relación a la doble discapacidad (alteración neurológica junto con la amputación), la tasa de éxito de acuerdo a este criterio fue del 60,00%.

El tiempo transcurrido hasta el inicio de la rehabilitación fue significativamente más largo en los pacientes clasificados como fracaso en la rehabilitación ($p < 0,013$).

ÉXITO EN LA PROTETIZACIÓN		Sí (n=49)	No (n=70)	Valor p
Grupos de edad (años)	<55	23 (69,70)	10 (30,30)	<0,001
	55-65	10 (58,82)	7 (41,18)	
	65-75	10 (22,22)	35 (77,78)	
	≥75	6 (25,00)	18 (78,00)	
Género	Masculino	42 (42,00)	58 (58,00)	0804
	Femenino	7 (36,84)	12 (63,16)	
Nivel	Femoral	16 (31,17)	35 (68,63)	0,004
	Tibial	33 (54,10)	28 (45,90)	
	Bilateral	0 (0)	7 (100)	
Motivo de amputación	Vascular	24 (29,27)	58 (70,73)	<0,001
	Traumática	20 (80,00)	5 (20,00)	
	Otra	7 (28,33)	5 (41,67)	
Comorbilidades	0	18 (90,00)	2 (10,00)	<0,001
	1	15 (44,12)	19 (55,88)	
	≥1	16 (24,62)	49 (75,38)	
Úlceras en el miembro conservado	No	41 (40,20)	61 (59,80)	0087
	Sí	4 (30,77)	9 (69,23)	
Muñón	Óptimo	22 (41,51)	31 (58,49)	0,98
	No óptimo	27 (40,91)	39 (59,09)	
Tiempo hasta rehabilitación (días)		108,80 (77,72)	156,57 (121,51)	0,013
Tiempo hasta rehabilitación (grupos)	< 1 mes	4 (44,4)	5 (55,6)	0,60
	1-2 meses	11 (61,1)	7 (38,9)	
	2-3 meses	12 (54,5)	10 (45,5)	
	3-6 meses	11 (31,4)	24 (68,6)	
	>6 meses	7 (25,0)	21 (75,0)	

Tabla 9.- Características de la población de estudio respecto al éxito en la rehabilitación protésica evaluada según el criterio nº2*

Las variables cuantitativas se presentan como media (desviación típica) y las categóricas o cualitativas como frecuencia (porcentaje).

Capacidad para caminar al menos 45 m sin ayuda o solo con un bastón.

La edad se asoció significativamente a rehabilitación exitosa ($p < 0,001$) y más concretamente a los pacientes del grupo de edad menor de 55 años ($p < 0,001$), mientras que, por otro lado, los del grupo entre 65-75 años se asociaron individualmente a un fracaso en la rehabilitación ($p = 0,004$), al igual que la causa de amputación vascular ($p < 0,001$) y nivel femoral de amputación ($p = 0,004$).

Por otra parte, aquellos pacientes que no presentaron comorbilidades y cuya causa de amputación fue de tipo traumática ($p < 0,001$ para ambas) mostraron una relación significativa con éxito, mientras que el grupo con 2 o más comorbilidades y con amputaciones por causa vascular se asociaron a rehabilitación no exitosa ($p < 0,001$ para ambas).

Finalmente, en el modelo de regresión logística para predecir éxito o fracaso en la rehabilitación protésica en amputados de miembro inferior de acuerdo al criterio 2 (tabla 10), es decir caminar 45 metros sin ayudas o sólo con la ayuda de un bastón, el análisis crudo mostró un efecto significativo para la causa de amputación ($p < 0,001$), con una razón de probabilidades de éxito en la rehabilitación protésica de 9,67 más alta para las causas traumáticas en comparación con las causas vasculares. Igualmente, cuando el nivel de amputación fue tibial, las probabilidades de éxito fueron 2,58 veces más altas.

Las comorbilidades mostraron un fuerte efecto ($p < 0,001$), donde cada comorbilidad reducía un 58% las probabilidades de éxito ($p < 0,001$). En último lugar, también se mostró un fuerte efecto relacionado con la edad, de modo que se reducían las probabilidades de éxito en un 0,62 para el segundo grupo (aunque no se alcanzó la significación estadística), en un 0,12 ($p < 0,001$) en el tercer grupo y en un 0,14 ($p = 0,001$) en el cuarto grupo.

		Análisis univariante					Análisis multivariante		
Variable		OR	IC 95%	Valor p	Variable		OR	IC 95%	Valor p
Género		0.81	0.29-2.22	0.676	Género		0.51	0.13-2.05	0.346
Motivo amputación	Vascular	1.00			Motivo amputación	Vascular			
	Traumática	9.67	3.25-28.73	0.000		Traumática	1.67	0.32-8.65	0.542
	Otra	1.73	0.50-5.98	0.389		Otra	0.36	0.07-1.89	0.227
Nivel	Tibial	2.58	1.19-5.61	0.017	Nivel	Tibial	1.84	0.70-4.87	0.218
	Otra	1.00				Otra	1.00		
Comorbilidades		0.42	0.28-0.63	0.000	Comorbilidades		0.48	0.29-0.78	0.003
Grupos de edad (años)	55-65	0.62	0.18-2.10	0.444	Grupos de edad (años)	55-65	1.09	0.22-5.43	0.917
	65-75	0.12	0.04-0.35	0.000		65-75	0.19	0.05-0.78	0.021
	>75	0.14	0.04-0.47	0.001		>75	0.19	0.04-0.91	0.038

Tabla 10.- Modelo de predicción de regresión logística multivariante respecto al éxito o fracaso en la rehabilitación protésica evaluada según el criterio 2*.

OR: odds ratio; **IC:** Intervalo de confianza.

*Capacidad para caminar al menos 45 m sin ayuda o solo con un bastón.

En el modelo de regresión logística multivariante, tras el ajuste de todas las covariables que presentaron valores significativos, los efectos causa y el nivel de amputación desaparecieron. Sin embargo, se mantuvo un efecto predictivo significativo para las comorbilidades (OR = 0,48; IC 95%=0,29 - 0,78; p=0,003) y la edad en los grupos de 65-75 años (OR = 0,19; IC 95% = 0,05 - 0,78; p=0.021) y por encima de 75 años (OR = 0,19; IC 95% = 0,04 - 0,91; p=0,038), que explican todos los otros efectos (tabla 10).

V.- DISCUSIÓN

Ciencia es todo aquello sobre lo cual
siempre cabe discusión.

Ortega y Gasset

El actual estudio examinó y comparó el papel del género y edad, causa y nivel de la amputación, características del miembro conservado y del muñón, tiempo hasta el inicio de rehabilitación protésica, duración de la misma y si hubo interrupción de dicha rehabilitación como factores predictivos del éxito o fracaso en la protetización de pacientes amputados de miembro inferior tras realizar un programa de rehabilitación. Para evaluar el éxito se tuvo en cuenta la capacidad de caminar en el momento del alta con o sin ayuda de dispositivos para la marcha.

En resumen, los resultados de este trabajo mostraron que, si se tiene en cuenta la capacidad de la marcha como única definición de éxito en la protetización, la presencia de úlceras en el miembro preservado se relacionó individualmente con fracaso, mientras que el género y las amputaciones a nivel tibial se mostraron como factores capaces de predecir de manera independiente el fracaso y el éxito respectivamente. Sin embargo, cuando se tuvo en cuenta el empleo de dispositivos que faciliten la marcha, un menor tiempo transcurrido hasta el inicio de la rehabilitación se asoció de manera independiente con una buena capacidad de la marcha, mientras que la edad, igual o superior a 65 años, y el número de comorbilidades aparecieron como factores predictores independientes de fracaso.

1. Análisis de los factores pronósticos

1.1. Etiología

De acuerdo con lo que se ha descrito previamente en la literatura (Raichle y cols., 2008), nuestro estudio mostró que la causa vascular fue la más frecuente de la amputación de miembro inferior, como ocurre en la mayoría de los estudios de países desarrollados. Estos pacientes presentaron una edad significativamente superior que la de

aquellos que se sometieron a amputaciones por otros motivos (Nehler y cols., 2003), lo que está en consonancia con los resultados obtenidos en este trabajo, donde la etiología vascular fue significativamente superior en mayores de 65 años y la etiología traumática en menores de 55 años, siendo en nuestro estudio significativamente superior el género masculino en amputados de origen traumático.

En el Reino Unido se estima que cada año hay 5.500 amputados de miembro inferior, de ellos tres cuartas partes se deben a causa isquémica, un 8% a infección y un 7% a traumatismo (Butler y cols., 2014). En EEUU también destaca la etiología vascular seguida de la traumática con un 53,5% y la infecciosa en un 23,4% (Raichle y cols., 2008). La causa infecciosa es menor en los países mencionados, como ocurre en nuestra serie. En China, en la década de los 90, la edad media de amputación fue de 74 años, siendo la principal causa la vascular seguida de la infecciosa (Wan-Nar Wong, 2005). Sin embargo, en Australia occidental se observa un predominio de la etiología infecciosa en edades menores a 60 años, seguida de vascular, traumática y tumoral (Roffman, Buchanan y Allison, 2014). Numerosas publicaciones se centran en la causa vascular en mayores de 60-65 años exclusivamente (Schoppen y cols., 2003; Frieden, 2005; Taylor y cols., 2005; Van Eijk y cols., 2012), aunque la amputación también se contempla en pacientes menores de 50 años con arteriosclerosis precoz (Valentine y cols., 1996). Cuando se estudian todas las causas, la frecuencia de etiología isquémica oscila entre un 78% (Jordan, Marks y Higman, 2012) y un 81% de los pacientes atendidos (Datta, Ariyaratnam y Hilton, 1996), cifras entre las que se encuentra el 71% de los amputados por esta causa de nuestro estudio. En este trabajo, los amputados de origen vascular presentaron una comorbilidad mayor e iniciaron más tarde el tratamiento rehabilitador

respecto al resto de las etiologías, señalando la mayor dificultad de recuperación de estos pacientes tras la cirugía para el inicio del tratamiento rehabilitador.

En nuestra serie, el porcentaje de amputados debidos a etiología traumática es mayor del doble que el descrito en el Reino Unido (Butler y cols., 2014) y mucho más baja que la publicada en EEUU, donde se citan numerosas series de militares, amputados de miembro inferior por lesiones de guerra, que puede explicar el porqué de esta diferencia (Dougherty y cols., 2010; Epstein, Heinemann y McFarland, 2010; Gailey y cols., 2010; Reiber y cols, 2010).

1.2. Género y edad

En la mayoría de los estudios sobre amputados de miembros inferiores de cualquier etiología predominan los pacientes varones, como en nuestro estudio (82,4%). Su frecuencia en los de origen vascular oscila entre un 52 % (Hermodsson y Ekdahl, 1998) y un 88% (Valentine y cols., 1996), mientras que de causa traumática oscila entre 80% - 85% o mayor si se trata de amputados de guerra (Penn-Barwell, 2011).

Respecto a la edad, se ha descrito que en los pacientes amputados por causa vascular la media de edad es superior a la de aquellos de origen traumático (Valentine y cols., 1996; Nehler y cols., 2003). Estos resultados coinciden con nuestra serie, donde las amputaciones de origen vascular fueron significativamente superiores en los pacientes con 65 años o más, mientras que en el grupo de 55 años o menos lo fueron otras causas como traumática, tumoral e infecciosa, observaciones que están en consonancia con lo publicado por otros autores (Kauzlarić, Kauzlarić y Kolundzić, 2007; Roffman, Buchanan y Allison, 2014).

1.3. Nivel de amputación

Tras el análisis de los datos recogidos en este estudio no pudimos apreciar diferencias significativas respecto al nivel de amputación de nuestros pacientes intervenidos por causa vascular, coincidiendo con Taylor y cols. (2005). En un estudio realizado en el año 2006 (Butler y cols., 2014) para la población del Reino Unido, se señala que hay una mayor incidencia de amputados tibiales frente a femorales, con un 53% y un 39%, respectivamente, con independencia de la causa de amputación. En una revisión sistemática de 2012 (Fortington y cols., 2012) que recoge 16 estudios en personas mayores de 65 años señala que la amputación femoral variaba entre 11% (McWhinnie y cols, 1994) y 51% (Datta, Ariyaratnam y Hilton,1996; Davies y Datta, 2003), mientras que la amputación tibial oscilaba entre un 49% (Siriwardena y Bertrand, 1991; Datta, Ariyaratnam y Hilton 1996; Valentine y cols., 1996; Davies y Datta, 2003) y un 72% (Schoppen y cols., 2003). Nuestro estudio coincide con los márgenes descritos por estos autores para los pacientes de etiología vascular. Así mismo, nuestros resultados muestran que los amputados de causa traumática son con más frecuencia de nivel tibial que femoral, coincidiendo con lo registrado en los últimos 20 años en la literatura anglosajona, en los que cuando se trata de causa traumática, si no es posible la reconstrucción del miembro, se prioriza el nivel tibial, reduciéndose el número de amputaciones femorales primarias (Fairhurst, 1994; Dahl y cols., 1995; Hertel, Strebel y Ganz, 1996; Dagum y cols., 1999; Tekin y cols., 2009) y preservando el muñón lo más largo posible por ser más funcional (Penn-Barwell, 2011). En general, esta norma se extiende a cualquier etiología apoyada en las técnicas quirúrgicas (Cutson y Bongiorno, 1996) y en la mejora de la educación socio sanitaria en pacientes con factores de riesgo vascular, sobre todo en diabéticos (López de Andrés y cols., 2015).

Nuestros resultados muestran una incidencia de amputación bilateral menor de la mitad de lo que se ha publicado previamente, que oscila entre un 10,5% (Helm y cols., 1986) y un 15% (Roth y cols., 2013). La amputación bilateral constituye un 4,07% de nuestra serie, posiblemente debido a la selección en la primera consulta de Rehabilitación de los pacientes siguiendo los criterios publicados (Meier y Melton, 2014). Diversos estudios hablan exclusivamente de amputados mayores bilaterales: Hace más de 30 años, la perspectiva para un doble amputado femoral vascular era la silla de ruedas (Volpicelli, Chambers y Wagner, 1983). Estudios posteriores son más optimistas, señalando como factores determinantes la edad, la calidad del muñón así como que no exista flexo de cadera (Trallesi y cols., 2007). En un amputado doble femoral de causa no vascular así como para el doble amputado tibial, el doble femoro-tibial de cualquier etiología, la protetización puede ser un éxito y ésta será mayor si el paciente es menor de 60 años, la causa no es vascular y mejor a nivel más distal (Volpicelli, Chamber y Wagner, 1983), y también se ha descrito que los resultados mejoran si se hace rehabilitación en unidades especializadas (Datta, Nair y Payne, 1992).

1.4. Comorbilidad

Los resultados obtenidos en este trabajo revelaron que las amputaciones vasculares estaban relacionadas significativamente con un aumento de la comorbilidad. Como en nuestra serie, estudios previos realizados en amputados de causa isquémica presentaron una alta comorbilidad y con frecuencia varias comorbilidades asociadas (Melchiorre, Findley y Boda, 1996; Munin y cols., 2001; Turney y cols., 2001; Nehler y cols., 2003; Taylor y cols., 2005; Lim y cols., 2006; Van Eijk y cols., 2012). Además, la edad es mayor en el grupo que presenta un mayor número de comorbilidades. Estos pacientes con edad avanzada en el momento de la amputación tienen que afrontar no sólo la

comorbilidad asociada, sino también el envejecimiento, que afecta a la atención y a la rehabilitación postoperatorias, así como a la pérdida de movilidad y la falta de apoyo social al regresar a la comunidad (Frieden, 2005). En estos trabajos, la comorbilidad es debida fundamentalmente a diabetes mellitus, a la enfermedad vascular periférica, a cardiopatía isquémica o a accidente vascular cerebral, como ocurre en nuestra serie. En nuestro estudio la multicomorbilidad registrada corresponde en más de un 90% de los casos a los amputados de etiología vascular. Por otro lado, y en consonancia con lo descrito previamente (Melchiorre, Findley y Boda, 1996), nuestros hallazgos muestran que un 75% de los amputados traumáticos no presentaban comorbilidad asociada.

Se ha publicado que la diabetes es la causa más frecuente de amputación mayor (Papazafiropoulou y cols., 2009) y que el riesgo relativo de amputación es 12 veces superior para diabéticos en comparación con la población que no la padece (Fortington y cols., 2013). Nuestra serie muestra que más de la mitad de los pacientes, un 56,21%, presentan diabetes mellitus y asciende a un 93,68% en aquellos con etiología vascular.

En España, hay poca información disponible sobre las tendencias y los resultados asociados de las amputaciones de miembro inferior y se utiliza información del alta hospitalaria nacional. Con los datos obtenidos en el Instituto Nacional de Gestión Sanitaria y el Instituto Nacional de Estadística, López de Andrés y cols. (2015) habla de una reducción del amputado no traumático de miembro inferior en España en el periodo 2001-2008. Sin embargo, observó una tendencia al alza relacionada con la diabetes tipo 2 tanto en la amputación de miembro inferior menor como mayor (López de Andrés y cols., 2015). La ampliación del estudio por estos autores hasta 2012 mostró una disminución en la incidencia en las amputaciones mayores de miembro inferior en pacientes con diabetes tipo 1 y una disminución, entre 2004 y 2012, en pacientes con

diabetes tipo 2, por lo que los autores sugieren, además de la urgencia del manejo de las lesiones en el pie en diabéticos (especialmente entre los pacientes diabéticos tipo 2), una mejora adicional en la atención preventiva, como es la introducción de unidades de pie diabético en los hospitales españoles (López de Andrés y cols., 2015).

En nuestro estudio el 8,28% de los amputados presentaban enfermedad neurológica además de la amputación, siendo la hemiplejia más frecuente (78,57%). En una revisión sistemática, Hebert y cols. (2012) encuentra que la prevalencia de amputación y hemiplejia oscila entre el 8-18%. Una vez seleccionados los pacientes candidatos a recibir rehabilitación para protetizarse, la tasa de deambulación descrita es mayor del 58% (Hebert y cols., 2012).

1.5. Estado del muñón y del miembro conservado

En el abordaje rehabilitador de los amputados de miembro inferior, el estado del muñón es uno de los más importantes problemas que un equipo rehabilitador tiene que afrontar (Traballesi y cols., 1998). En nuestro trabajo, casi el 60% de los pacientes tenían un muñón óptimo, lo que guarda relación estrecha con el resultado funcional en amputados unilaterales (Chakrabarty, 1998; Van Eijk y cols., 2012; Butler y cols., 2014) y muy especialmente en los dobles amputados (Traballesi y cols., 2007).

El apoyo unipodal del paciente en el miembro conservado es importante en el proceso rehabilitador, como se ha descrito previamente (Raya y cols., 2010; Beurskens, Wilken y Dingwell, 2014; Kendell y cols., 2016). Por lo tanto, es importante el estado del miembro conservado ya que la presencia de alteraciones en éste dificulta la marcha y consecuentemente la protetización del paciente (Fleury, Salih y Peel, 2013). Se ha publicado que el 85% de las amputaciones en el miembro contralateral se debió a una úlcera de pie (Larsson y cols., 1998). En nuestro estudio pudimos observar un 12,66% de

úlceras en el miembro conservado, porcentaje similar al de pacientes que presentan otra alteración distinta a éstas (12,74%). El análisis de nuestros datos no mostró asociaciones individuales significativas entre la causa o nivel de amputación y el estado del miembro conservado.

Los resultados de este trabajo muestran que los amputados con otras alteraciones distintas a las úlceras en el miembro conservado presentaban mayor comorbilidad, si bien no se alcanzó la significación estadística. Esto podría ser debido a la selección realizada antes de la inclusión en el programa de rehabilitación, ya que no se excluyeron a pacientes por su edad, y se admitieron pacientes en los que el miembro conservado presentara algunas deficiencias que no impidieran la deambulacion como, por ejemplo, artrosis de cadera o rodilla.

1.6. Tiempo hasta el inicio, duración e interrupción de la rehabilitación

En las patologías que precisan de tratamiento rehabilitador la participación se asocia con la efectividad del tratamiento tanto en las actividades de la vida diaria como para la movilidad (Paolucci y cols., 2012). Se ha descrito que, entre los factores pronósticos al ingreso, el tiempo transcurrido hasta el inicio de la rehabilitación de los pacientes posee un papel significativo (Pezzin y cols., 2004). En los amputados de miembro inferior, la demora en el inicio de la rehabilitación generalmente se asocia a factores intrahospitalarios. La atención y el control de las comorbilidades prequirúrgicas y postoperatorias, así como en la fase preprotésica de la rehabilitación, deben de ser tratadas y controladas en unidades específicas. Es crucial estimular la movilización temprana del paciente para evitar los efectos nocivos de la inmovilidad (Cutson y Bongiorno, 1996; Frieden, 2005). La mayoría de los estudios abogan por la rehabilitación en unidades multidisciplinarias, ya que los pacientes adquieren una mayor satisfacción y

uso de las prótesis, así como menores efectos adversos relacionados con las prótesis (Turney, Kent y Walker, 2001, Stineman y cols., 2010; Hordacre, 2013; Roth y cols., 2013).

En el presente trabajo, el tiempo medio hasta la rehabilitación fue de 130,62 días y el análisis de nuestros datos no mostró asociaciones individuales significativas con las otras variables analizadas a excepción del género, donde los hombres mostraron un retraso en el inicio del tratamiento significativamente mayor que las mujeres. Del mismo modo, los pacientes con amputación bilateral también sufrieron una mayor demora al iniciar el tratamiento respecto a los amputados unilaterales. Estas diferencias pueden explicarse por la circunstancia de que en nuestro estudio todos los amputados bilaterales son de etiología vascular y presentan 1 ó más comorbilidades asociadas y, por otro lado, los hombres presentan un porcentaje de amputaciones por causa vascular significativamente mayor que las mujeres (71,4%), un mayor número de comorbilidades (52,14%), aunque en este caso las diferencias con las mujeres no resultaron significativas.

Entre las causas de interrupción del tratamiento del programa rehabilitador se describen el abandono del tratamiento, enfermedades intercurrentes (Munin y cols., 2001) o fallecimiento (Lim y cols., 2006) por la comorbilidad asociada de los pacientes. En nuestro estudio, cinco pacientes no completaron el programa de rehabilitación por requerir cirugía adicional. De estos cinco casos, tres se debieron a la necesidad de revisión quirúrgica por problemas de muñón, causa recogida por otros autores (Munin y cols., 2001; Lim y cols., 2006; Sansam y cols., 2009). En los dos casos restantes, la causa fue por deterioro de la extremidad conservada durante la rehabilitación que precisó amputación posterior, como señalan otros autores (Traballesi y cols., 1998; Lim y cols., 2006), habiéndose publicado una tasa de amputación contralateral de un 10% durante el

primer año (Dawson y cols., 1995). Hemos encontrado en otras ocasiones que el abandono del tratamiento se debe a enfermedades intercurrentes (23,53%) o fallecimiento (11,76%) asociadas a la comorbilidad de estos pacientes.

2. Factores predictivos de éxito y fracaso de la protetización

La protetización conseguida en los distintos estudios para amputados es variable ya que los criterios de éxito difieren en cada estudio debido a la heterogeneidad de los diversos instrumentos de medida elegidos y de la muestra de pacientes y según la organización del Sistema de Salud de cada país (Sansam y cols., 2009), y esto representa un alto grado de variabilidad en sus tasas de éxito y de fracaso. (Houghton y cols., 1992; Brunelli y cols., 2006).

En la literatura científica se ha descrito que el éxito de la rehabilitación depende principalmente de la derivación del paciente amputado a unidades de rehabilitación, de la selección por el médico rehabilitador, de las unidades de medida y del enfoque multidisciplinario del paciente en unidades específicas (Lim y cols., 2006; Stineman y cols., 2010).

El uso de ayudas técnicas en pacientes amputados de miembro inferior promueve la independencia de estos pacientes. En esta tesis doctoral se han tomado dos definiciones diferentes para establecer el éxito o el fracaso en la rehabilitación protésica. En ellas se evaluaba la capacidad para caminar al menos 45 metros independientemente del uso de elementos o dispositivos de ayuda para la marcha (criterio 1) o considerando el empleo de éstos (criterio 2). En este último caso, el empleo de cualquier otro elemento facilitador de la marcha que no sea un bastón se considerará fracaso, aunque puedan caminar los 45 metros.

Cuando analizamos las asociaciones individuales entre los factores de predicción estudiados en este trabajo y el empleo de diferentes medios de ayuda para la marcha pudimos ver que nuestros resultados estaban en consonancia con los descritos en la literatura científica. De este modo, pudimos observar que los pacientes con amputación a nivel tibial (Roffman, Buchanan y Allison, 2014), menor edad en el momento de la amputación y etiología traumática (Burger, Marincek y Isakovs, 1997) no necesitaron ayudas técnicas, mientras que el uso de dos bastones o andador era significativamente superior en aquellos pacientes de nivel femoral, edad más avanzada (Narang, Mathur y Singh, 1984), etiología vascular y con más de una comorbilidad como en estudios previos (Fleury, Salih y Peel, 2013).

Tomando como referencia el criterio 1 de éxito, es decir caminar más de 45 metros sobre una superficie estable y plana, sin tener en cuenta el uso de ayudas para la marcha, nuestra serie muestra unas elevadas cifras de protetización (88,17%), superiores al 68% descrito en los Estados Unidos (Munin y cols., 2001) o al 63% del Reino Unido (Turney y cols., 2001), así como en Australia por autores que utilizan una medida diferente (Lim y cols., 2006). Estos últimos refieren que al finalizar el tratamiento, del 44,8% de pacientes seleccionados para protetizarse, un 79,5% usaron la prótesis para interior y exterior y un 15,4% la usaron sólo en interior.

2.1. Etiología

Tal y como se ha explicado antes, se ha descrito una gran diversidad respecto a la etiología de la amputación, siendo las de origen traumático y vascular las principales. Tomando la capacidad para caminar como criterio de éxito en la rehabilitación protésica, Sansam y cols. (2009) no encontraron unanimidad al respecto en una revisión sistemática, y mientras que en algunos estudios analizados se describió una asociación

negativa con las amputaciones de origen vascular respecto a las traumáticas o a otras causas, para otros autores no existen diferencias significativas entre el éxito o fracaso respecto a la causa de amputación. Esta discrepancia se mantiene en estudios posteriores, y así Suckow y cols. (2012) no encontraron diferencias significativas, mientras que los hallazgos de Fortington y cols. (2012) apoyan la asociación negativa con los amputados por causa vascular. Nuestros resultados nos mostraron una asociación individual significativa entre la etiología vascular y el fracaso cuando se tenía en cuenta el uso de ayudas para la marcha, pero no en el caso del criterio 1. A la hora de hacer el análisis multivariado este efecto desapareció y no encontramos asociaciones independientes respecto a la etiología.

2.2. Género y Edad

Con respecto al género, estudios previos no encontraron ninguna asociación consistente con la capacidad para caminar después de la amputación de la extremidad inferior (Stineman y cols., 2010; Wong y cols., 2013). En nuestro estudio descubrimos que el género masculino es un factor predictivo de fracaso en la protetización (OR=0,21) con respecto al criterio 1, pero no cuando se tuvo en cuenta el uso de dispositivos de ayuda para la marcha (criterio 2). Estos resultados puede estar relacionados con el hecho de que las mujeres constituyeron un pequeño porcentaje de nuestra muestra (17,16%), aunque cualquier interpretación de este tipo debe ser considerada con precaución al amplio intervalo de confianza del 95% encontrado en nuestro análisis (0,06-0,80), que probablemente se debe al tamaño de la muestra.

Se ha publicado que la edad juega un papel importante en la protetización (Samuelsson y cols, 2012) pero no hay acuerdo sobre qué edad es determinante (Sansam y cols., 2009; Kahle y cols., 2016). También se han recogido resultados controvertidos en

cuanto a la capacidad para la marcha y aunque Suckow y cols., (2012) encontraron que una edad de 70 años o más se asociaba con peores resultados al alta, otros autores no encontraron ninguna diferencia relacionada con la edad (Hamamura y cols., 2009; Wong y cols., 2013). Nuestro estudio mostró diferencias modestas con respecto a la edad en el modelo de regresión logística cuando se consideró el uso de ayudas para la marcha. Además, tener 65-75 años (OR = 0,19; IC 95% = 0,05 - 0,78) y más de 75 años de edad (OR = 0,19; IC del 95% = 0,04 - 0,91) se asociaron de forma independiente con fracaso en la protetización, mientras que no se observaron diferencias de la edad independientemente del uso de ayudas. Estos resultados podrían explicarse por el hecho de que la edad está vinculada a una pérdida de confianza en el equilibrio al realizar las actividades de la vida diaria (Scheffer y cols., 2008), un rasgo habitual en amputados de miembros inferiores (Miller y Deathe, 2004) que puede llevar a los pacientes a usar ayudas técnicas para la marcha. En cualquier caso, la amplitud del intervalo de confianza del 95% sugiere que es necesaria una interpretación prudente de los resultados antes de realizar una extrapolación de un modo general a los amputados mayores de miembro inferior.

2.3. Nivel de amputación

Al analizar la asociación entre el nivel de amputación y la protetización se ha reseñado que logran mejores resultados los amputados con un nivel más bajo en comparación con aquellos que a los que se les realizó la amputación a un nivel más proximal (Gauthier-Gagnon, Grisé y Potvin, 1998; Gauthier-Gagnon, Grisé y Potvin, 1999; Fletcher y cols., 2001; Nehler y cols., 2003; Taylor y cols., 2005; Wezenberg y cols., 2013). Sin embargo, otros autores no pudieron encontrar diferencias significativas al analizar la marcha con respecto al nivel de amputación, ya fuera independiente

(criterio 1) o con ayudas técnicas (criterio 2) (Munin y cols., 2001; Suckow y cols., 2012). Si no se tienen en cuenta las ayudas técnicas y coincidiendo con lo descrito previamente (Roffman, Buchanan y Allison, 2014), nuestro modelo de regresión logística mostró que el nivel tibial fue un predictor independiente de éxito con respecto al criterio 1 (OR = 6,73), aunque el tamaño del intervalo de confianza del 95% (1,92-23,64) indica que estos resultados se deben interpretar con precaución independientemente de la significación estadística. Estos resultados podrían estar explicados por el hecho de que, en comparación con los amputados a nivel transfemoral, la deambulación con prótesis en pacientes amputados a nivel transtibial requiere un menor gasto de energía y por lo tanto menor dificultad para la marcha. (Waters, 1989; Kurichi y cols., 2007).

Cuando se tuvo en cuenta el uso de ayudas para caminar (criterio 2), encontramos una asociación independiente estadísticamente significativa entre el fracaso y la amputación a nivel femoral. Esta asociación era esperable de acuerdo con lo descrito en la literatura científica (Narang , Mathur y Singh, 1984) y puede relacionarse con el hecho de que el amputado femoral, además de requerir un mayor gasto energético (Goktepe y cols., 2010; Suckow y cols., 2012) tiene menor equilibrio en la marcha (Kendell y cols., 2016) y presentan una tasa de caídas similar a la de personas con alteraciones del equilibrio (Gauthier-Gagnon, Grisé y Potvin, 1999; Kendell y cols., 2016). Sin embargo, los amputados tibiales unilaterales mantienen una capacidad motora y sensorial suficiente para mantener la estabilidad mientras caminan (Beurskens, Wilken y Dingwell, 2014).

2.4. Comorbilidad

Se ha señalado el efecto negativo de las comorbilidades en la protetización; (Jordan, Marks y Higman, 2012; Webster y cols., 2012; Wong y cols., 2013), aunque para otros autores no afecta (Schoppen y cols., 2003; MacKenzie y cols., 2004). A este respecto y

en relación a la capacidad para caminar, Van Eijik y cols. (Van Eijk y cols., 2012) encontraron que la comorbilidad no estaba relacionada de forma independiente con el éxito de la protetización, con o sin ayudas técnicas para caminar. Consideramos que nuestros resultados se corresponden con los suyos respecto al criterio 1, es decir, capacidad para la marcha sin tener en cuenta los dispositivos de ayuda, aunque cuando se tuvieron en cuenta estas ayudas (criterio 2), nuestros resultados mostraron una asociación individual entre la presencia de comorbilidad y el uso de ayudas técnicas para la marcha, en tanto el análisis de multivariado nos indicó que para los pacientes sin comorbilidades y con comorbilidades existía una asociación independiente con mayores tasas de éxito y fracaso, respectivamente. Estos hallazgos también están de acuerdo con los descritos por Hamamura y cols. (Hamamura y cols., 2009), quienes, usando criterios similares, publican que un número bajo de comorbilidades es factor predictivo de éxito en la protetización.

2.5. Estado del muñón y del miembro conservado

Las alteraciones en el miembro conservado son frecuentes en amputados, especialmente las úlceras, que con frecuencia dificultan la marcha y por tanto la protetización como han publicado otros autores (Traballesi y cols., 1998). El análisis de nuestros datos reveló que la presencia de úlceras en la extremidad conservada se asocia de forma individual con fracaso en la protetización con independencia del uso de ayudas para caminar, pero no se observaron otras asociaciones independientes en el análisis de regresión para el éxito o fracaso bajo ninguno de los dos criterios analizados.

En nuestro estudio se presentan alteraciones en el muñón en menos de la mitad de los pacientes, la mayoría de etiología vascular, llegando a protetizarse la mayor parte independientemente de ayudas técnicas (86,5%), porcentaje que descendía

considerablemente cuando se tuvieron en cuenta estas ayudas (40,9%). A este respecto, son varios los estudios que avalan que una alteración del muñón afecta a la tolerancia de la prótesis y en consecuencia a la rehabilitación, ya sea debido a la existencia de flexo de la articulación (Munin y cols., 2001; Trallesi y cols., 2007) o a alteraciones cutáneas y dolor del muñón (Webster y cols., 2012; Butler y cols., 2014).

2.6. Tiempo hasta el inicio de la rehabilitación

La demora entre la cirugía y el inicio de la rehabilitación se ha asociado con peores resultados para caminar en amputados unilaterales de cualquier nivel y etiología (Pohjolainen y Alaranta, 1991; Pezzin y cols., 2004; Taylor y cols., 2005) y especialmente en femorales bilaterales (Trallesi y cols., 2007), aunque también se opina lo contrario al no encontrar tales diferencias (Stineman y cols., 2010). Nuestros resultados sólo mostraron diferencias individuales significativas respecto al retraso en el inicio de la rehabilitación cuando se tuvo en cuenta el uso de ayudas. Sin embargo, en el estudio de regresión logística no se mostró como un factor predictivo de fracaso con ninguno de los dos criterios.

VI.- CONCLUSIONES

La verdadera grandeza de la ciencia
acaba valorándose por su utilidad.

Gregorio Marañón

En relación al objetivo 1:

- 1.- La capacidad para caminar y el uso o no de ayudas para ello, se pueden considerar como indicadores de éxito o fracaso en la protetización de amputados de miembro inferior tras la realización de un programa de rehabilitación: a) La capacidad para caminar al menos 45 metros independientemente del uso de ayudas. b) El uso de ayudas o dispositivos para caminar.
- 2.- Teniendo en cuenta la capacidad para caminar como indicador en la protetización de amputados de miembro inferior tras la realización de un programa de rehabilitación: Fue predictor independiente de éxito la amputación a nivel tibial y de fracaso el sexo masculino.
- 3.- Teniendo en cuenta el empleo de ayudas técnicas para caminar como indicador en la protetización de amputados de miembro inferior tras la realización de un programa de rehabilitación: Fue predictor independiente de fracaso el número de comorbilidades y la edad (65 años o más).
- 4.- Teniendo en cuenta cualquiera de los dos indicadores de éxito o fracaso de amputados de miembro inferior tras la realización de un programa de rehabilitación, no se encontraron asociaciones independientes significativas respecto a la etiología. Sin embargo, la causa vascular fue la más frecuente, siendo significativamente superior en mayores de 65 años, presentando una mayor comorbilidad y retraso en el tratamiento rehabilitador, mientras que la causa traumática fue más frecuente en menores de 55 años y significativamente superior en el sexo masculino. Teniendo en cuenta el empleo de ayudas técnicas para caminar como indicador en la

protetización,–un mayor tiempo transcurrido hasta el inicio de la rehabilitación, se asoció de manera individual con el fracaso.

En relación al objetivo 2:

- 5.- El establecimiento y la aplicación de estos dos indicadores de éxito o fracaso de amputados de miembro inferior tras la realización de un programa de rehabilitación, son importantes para valorar la situación y la viabilidad del paciente a la protetización y, de este modo, marcar las pautas a seguir de manera específica y concienciar y hacer partícipe al paciente y a su entorno de todo ello para obtener el mejor tratamiento y resultado tanto sanitario como socio-económico.

En relación al objetivo 3:

- 6.- Los factores pronósticos de amputados de miembro inferior tras la realización de un programa de rehabilitación que se recogen en el punto 1, podrían ser la base para establecer un protocolo inicial de actuación común y compartido en todos los Servicios de Rehabilitación para la recogida de datos con rigor y seguimiento científico que posibilitara su análisis y, en su caso, la validación para su aplicación y valoración clínica del paciente, en su beneficio y en el de la atención sanitaria.
- 7.- La reducción del tiempo entre la cirugía y el inicio del tratamiento rehabilitador proporcionaría una mayor tasa de éxito, como se ha evidenciado, por ejemplo, en los pacientes de etiología traumatológica, en tanto tienen menos comorbilidades y normalmente cuentan con la integración o proximidad de los servicios clínicos interesados. Por ello, se propone implementar la comunicación y la coordinación entre los profesionales de la salud involucrados en el proceso, utilizando los avances tecnológicos al alcance de cada momento como puede ser un sistema de alerta o de

información intrahospitalaria, fomentando el abordaje multidisciplinar encargado desde el inicio del seguimiento de los pacientes, así como de su entorno familiar y social, con el objetivo de mejorar la prevención y la atención y el tratamiento adecuado.

- 8.-** Los factores pronósticos y el establecimiento del protocolo de actuación y, en suma, el mejor tratamiento y resultado sanitario y socio-económico, se verán favorecidos por la implicación y la integración de los pacientes en todo el proceso rehabilitador. Por eso, tomamos la iniciativa de presentar, a modo de propuesta de mejora, los documentos que se entregarían al paciente en relación a los cuidados y tareas diarias en el caso del amputado femoral (anexo 1) o del tibial (anexo 2).

VII.- BIBLIOGRAFÍA

La lectura nos regala mucha compañía y libertad
para ser de otra manera y ser más.

Pedro Laín Entralgo

- Affairs V (2008). Clinical Practice Guideline for Rehabilitation of Lower Limb Amputation. (Department of Veterans Affairs Department of Defense, Ed.).
- Almaraz MC, González-Romero S, Bravo M, Caballero FF, Palomo MJ, Vallejo R, Soriguer F (2012). Incidence of lower limb amputations in individuals with and without diabetes mellitus in Andalusia (Spain) from 1998 to 2006. *Diabetes Research and Clinical Practice*, 95(3), 399-405.
- Amputee Services and Rehabilitation Model of Care. (Ed.). (2008). Perth: Aged Care Network, Department of Health, Western Australian; 2008. (Network AC). Western Australian: Department Aged Care Network, Department of Health.
- Aragón-Sánchez J, García-Rojas A, Lázaro-Martínez JL, Quintana-Marrero Y, Maynar-Moliner M, Rabellino M, Cabrera-Galván JJ (2009). Epidemiology of diabetes related lower extremity amputations in Gran Canaria, Canary Islands (Spain). *Diabetes Research and Clinical Practice*, 86 (1): 6-8.
- Asano M, Rushton P, Miller WC, Deathe BA (2008). Predictors of quality of life among individuals who have a lower limb amputation. *Prosthetics and Orthotics International*, 32, 231-243.
- Atherton RRN (2006). Psychological adjustment to lower limb amputation amongst prosthesis users. *Disabil Rehabil*, 28, 1201-1209.
- Avellanet, M (2005). Terapia física y rehabilitación. En: Gonzalez-Viejo JM, Coih O, Salinas-Castro F. Amputación de extremidad inferior y discapacidad. *Prótesis y Rehabilitación*. pp. 129-141. Ed. Masson. Barcelona.
- Beil TL, Street GM, Covey SJ (2002). Interfase pressures during ambulation using suction and vacuum-assisted prosthetic sockets. *J Rehabil Res Dev*, 39, 693-700.
- Bennett-Wilson Jr (1960). Artificial limbs. Tomo 2. American Academy of Orthopedic Surgeons. *Orthopaedic Appliances Atlas. Volumen 2*. Ed. E. Broders. Michigan.
- Berger N, Edelstein JE, Fishman S y Warren P (1990). *Protésica del miembro inferior*. Staff Prosthetic and Orthotics. New York University.
- Beurskens R, Wilken JM, Dingwell JB (2014). Dynamic stability of individuals with transtibial amputation walking in destabilizing environments. *Journal of Biomechanics*, 47 (7), 1675-81.
- Borrel J (1994). Amputaciones encima de la rodilla. En: Viladot R, Coih O, Clavell S. *Ortesis y prótesis del aparato locomotor. 2.2 -Extremidad inferior* pp. 247-250. Ed.

- Masson S.A. Barcelona.
- British Association of Chartered Physiotherapists in Amputee Rehabilitation. BACPAR. (2013). Amputation Rehabilitation Guidance for the education of pre-registration physiotherapy students. (B. S. of R. Medicine, Ed.) (A report). London: British association of chartered physiotherapist in amputee Rehabilitation Medicine.
- Brunelli S, Aversa T, Porcaccia P, Paolucci S, Di Meo F, Trallesi M (2006). Functional Status and Factors Influencing the Rehabilitation Outcome of People Affected by Above-Knee Amputation and Hemiparesis. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 87 (7), 995-1000.
- Burger H, Marinček CRT, Isakovs, ELI (1997). Mobility of persons after traumatic lower limb amputation. Disabil Rehabil, 19 (7), 272-277.
- Burgess EM, Zettl JH (1969). Amputations below the knee. Artif Limbs, 13 (1), 1-12.
- Burgess EM, Hittenberger DA, Forsgren SM, Lindh D (1983). The Seattle Prosthetic Foot. A Design for Active Sports: Preliminary Studies. Orthot Prosthet, 27 (1), 25-31.
- Butler K, Bowen C, Hughes AM., Torah R, Ayala I, Tudor J, Metcalf, CD (2014). A systematic review of the key factors affecting tissue viability and rehabilitation outcomes of the residual limb in lower extremity traumatic amputees. Journal of Tissue Viability, 23 (3), 81-93.
- Calle-Pascual AL, García-Torre N, Moraga I, Diaz JA, Duran A, Moñux G, Marañes JP (2001). Epidemiology of nontraumatic lower-extremity amputation in area 7, Madrid, between 1989 and 1999: a population-based study. Diabetes Care, 24 (9), 1686-1689.
- Campbell J, Child C (1980). The S.A.F.E. foot. Orthot Prosthet 1980, 34 (3), 3-16.
- Chakrabarty B (1998). An audit of quality of stump and its relation to rehabilitation in lower limb amputees. Prosthet Orthot Int, 22, 136-146.
- Charlson ME, Pompei P, Ales KL, MacKenzie CR (1987). A new method of classifying prognostic comorbidity in longitudinal studies: development and validation. Journal of Chronic Diseases, 40 (5), 373-383.
- Chin T, Sawamura S, Fujita H, Ojima I, Oyabu H, Nagakura Y, Nakagawa A (2002). % VO₂max as an indicator of prosthetic rehabilitation outcome after dysvascular amputation. Prosthetics and Orthotics International, 26 (1), 44-49.
- Choudhury S, Reiber G, Pecoraro J, Czerniecki J, Smith DSB (2001). Postoperative management of transtibial amputations in Va Hospital. J Rehab Res Develop, 38 (3),

253-8.

- Clavell S, Cohi O, Viladot R (1994). Prótesis para amputaciones debajo de la rodilla. En: Viladot R, Cohi O, Clavell S. Ortesis y prótesis del aparato locomotor. 2.2 - Extremidad inferior pp. 229-236. Ed. Masson, S.A. Barcelona.
- Cohi O, Clavell S, Viladot R (1994). Prótesis para amputaciones encima de la rodilla. En: Viladot R, Cohi O, Clavell S. Ortesis y prótesis del aparato locomotor. 2.2 - Extremidad inferior pp. 251-260. Ed. Masson, S.A. Barcelona.
- Cohi O, Salinas-Castro F (2005). Amputación femoral. Manejo protésico. En: Gonzalez-Viejo JM, Cohi O, Salinas-Castro F. Amputación de extremidad inferior y discapacidad. Prótesis y rehabilitación. pp. 75-100. Ed. Masson, S.A. Barcelona.
- Cohi O, Salinas-Castro F, González-Viejo M (2005). Técnicas protésicas. Consideraciones especiales sobre la incorporación de elementos protésicos actuales en las prótesis de la extremidad inferior y su influencia en la rehabilitación. En: Gonzalez-Viejo JM, Cohi O, Salinas-Castro F. Amputación de extremidad inferior y discapacidad. Prótesis y Rehabilitación. pp. 33-64. Ed. Masson, S.A. Barcelona.
- Craeli W (2002). The Bionic Man: Restoring Mobility. *Science*, 295, 1018-1021.
- Cutson TM, Bongiorno DR (1996). Rehabilitation of the older lower limb amputee: a brief review. *Journal of the American Geriatrics Society*, 44 (11), 1388-93.
- Dagum AB, Best AK, Schemitsch EH, Mahoney JL, Mahomed MN, BK (1999). Salvage after severe lower-extremity trauma: are the outcomes worth the means? *Plast Reconstr Surg*, 103 (4), 1212-20.
- Dahl B, Andersson AP, Andersen M, Andersen GR, Ebskov LB (1995). Functional and social long-term results after free tissue transfer to the lower extremity. *Ann Plast Surg*, 34 (4), 372-5.
- Datta D, Ariyaratnam R, Hilton S (1996). Timed walking test, an all-embracing outcome measure for lower-limb amputees? *Clin Rehabil*, 10, 227-232.
- Datta D, Nair PN, Payne J (1992). Outcome of prosthetic management of bilateral lower-limb amputees. *Disabil Rehabil*, 14, 98-102.
- Davies B, Datta D (2003). Mobility outcome following unilateral lower limb amputation. *Prosthetics and Orthotics International*, 27 (3), 186-90.
- Dawson I, Keller BP, Brand R, Pesch-Batenburg JH, Van BJ (1995). Late outcomes of limb loss after failed infrainguinal bypass. *J Vasc Surg.*, 21 (4), 613-22.

- DeLisa's M (2005). Physical medicine and rehabilitation. Principles and practise. Two volumen set. Ed. Frontera WR. Philadelphia.
- Dobson A, El-Gamil A, Shimer M, DaVanzo JE (2016). Economic Value of Prosthetic Services Among Medicare Beneficiaries: A Claims-Based Retrospective Cohort Study. *Military Medicine*, 181 (2 Suppl), 18-24.
- Dougherty PJ, DeMaio M (2014). Major General Norman T. Kirk and amputee care during World War II. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 472 (10), 3107-13.
- Dougherty PJ, McFarland LV, Smith DG, Esquenazi A, Blake DJ, Reiber GE (2010). Multiple traumatic limb loss: a comparison of Vietnam veterans to OIF/OEF service-members. *J Rehabil Res Dev*, 47 (4), 333-348.
- Ephraim PL, Dillingham TR, Sector M, Pezzin LE, Mackenzie EJ (2003). Epidemiology of limb loss and congenital limb deficiency: A review of the literature. *Arch Phys Med Rehabil*, 84, 747-761.
- Epstein RA, Heinemann AW, McFarland LV (2010). Quality of life for veterans and servicemembers with major traumatic limb loss from Vietnam and OIF/OEF conflicts. *J Rehabil R D*, 47 (4), 373-386.
- Ertl J (1949). Uber amputations stumpfe. s.l. *Chirurgie* 26, 20, 218-224.
- Fairhurst MJ (1994). The function of below-knee amputee versus the patient with salvaged grade III tibial fracture. *Clin Orthop Relat Res*, 301, 227-32.
- Fernández-González A. (2009a). Alineación de la prótesis de miembro inferior. En: Zambudio-Periago R. *Prótesis, ortesis y ayudas técnicas* pp. 97-104. Ed. Masson, S.A. Barcelona.
- Fernández-González A. (2009b). Prótesis en amputación femoral. En Zambudio-Periago, R. *Prótesis, ortesis y ayudas técnicas*. pp. 69-87 Ed. Masson, S.A. Barcelona.
- Fletcher DD, Andrews KL, Butters MA, Jacobsen SJ, Rowland CM, Hallett JW Jr (2001). Rehabilitation of the geriatric vascular amputee patient: a population-based study. *Arch Phys Med Rehabil*, 82 (6), 776-779.
- Fleury AM, Salih SA, Peel NM (2013). Rehabilitation of the older vascular amputee: a review of the literature. *Geriatrics and Gerontology International*, 13 (2), 264-73.
- Fliegel O, Feuer S (1966). Historical Development of Lower-Extremity Prostheses. *Orthopedic and Prosthetic Appliance Journal*, 47 (5), 313-324.
- Fortington LV, Rommers GM, Geertzen JHB, Postema K, Dijkstra PU (2012). Mobility

- in Elderly People With a Lower Limb Amputation: A Systematic Review. *Journal of the American Medical Directors Association*, 13 (4), 319-325.
- Fortington LV, Rommers GM, Postema K, van Netten J., Geertzen JHB, Dijkstra PU (2013). Lower limb amputation in Northern Netherlands: unchanged incidence from 1991-1992 to 2003-2004. *Prosthetics and Orthotics International*, 37, 305-10.
- Frieden RA (2005). The geriatric amputee. *Phys Med Rehabil Clin N Am.*, 16 (1), 179-95.
- Gailey R, McFarland LV, Cooper RA, Czerniecki J, Gambel JM, Hubbard S, Maynard C, Smith DG, Raya M, Reiber GE (2010). Unilateral lower-limb loss: prosthetic device use and functional outcomes in service members from Vietnam war and OIF/OEF conflicts. *J Rehabil Res Dev*, 47 (4), 317-332.
- Gauthier-Gagnon C, Grisé MC, Potvin D (1998). Predisposing factors related to prosthetic use by people with transtibial and transfemoral amputation. *Prosthetics and Orthotics International Orthotics International*, 10 (4), 99-109.
- Gauthier-Gagnon C, Grisé MC, Potvin D (1999). Enabling factors related to prosthetic use by people with transtibial and transfemoral amputation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80 (6), 706-713.
- Gerhards F, Florin I, Knapp T (1984). The impact of medical, reeducational, and psychological variables on rehabilitation outcome in amputees. *Int J Rehab Res*, 7, 379-88.
- Gitter A, Bosker G (2005). *Upper and Lower Extremity Prosthetics. Volume II.* Lippincott-Raven, Ed. 4th ed. Philadelphia.
- Goktepe AS, Cakir B, Yilmaz B, Yazicioglu K (2010). Energy expenditure of walking with prostheses: comparison of three amputation levels. *Prosthet Orthot Int.*, 34, 31-36.
- González-Viejo MA, Avellanet M (1998). Comportamiento cinético de los pies multiaxiales y Flex-Foot. *Rehabilitación*, 32: 10-18.
- González-Viejo JM, Cohi O, Salinas-Castro F (2005). Amputacion de extremidad inferior y discapacidad. *Prótesis y Rehabilitación*. pp. 101-116. Ed. Masson, S.A. Barcelona.
- Hamamura S, Chin T, Kuroda R, Akisue T, Iguchi T, Kohno H, Kurosaka M (2009). Factors Affecting Prosthetic Rehabilitation Outcomes in Amputees of Age 60 Years

- and Over. *The Journal of International Medical Research*, 37, 1921-1927.
- Hebert JS, Payne, MWC, Wolfe DL, Deathe AB, Devlin M (2012). Comorbidities in amputation: a systematic review of hemiplegia and lower limb amputation. *Disability and Rehabilitation*, 34 (23), 1943-9.
- Helm P, Engel T, Holm A, Kristiansen VB, Rosendahl S (1986). Function after lower limb amputation. *Acta Orthop Scand*, 57 (2), 154-157.
- Hermodsson Y, Ekdahl C (1998). Assessing functional ability in patients with unilateral trans-tibial amputation for vascular disease. *Scand J Occup Ther*, 5, 167-172.
- Hernigou, P (2014). Crutch art painting in the Middle Ages as orthopaedic heritage (part II: the peg leg, the bent-knee peg and the beggar). *International Orthopaedics*, 38 (7), 1535-42.
- Hertel R, Strebel N, Ganz R (1996). Amputation versus reconstruction in traumatic defects of the leg: outcome and costs. *J Orthop Trauma*, 10 (4), 223-9.
- Holzer LA, Sevelde F, Fraberger G, Bluder O, Kicking W, Holzer G (2014). Body image and self-esteem in lower-limb amputees. *PLoS One.*, 24, 9-43.
- Hordacre B, Birks V, Quinn S, Barr C, Patrilli BL, Crotty M (2013). Physiotherapy rehabilitation for individuals with lower limb amputation: a 15-year clinical series. *Physiotherapy Research International : The Journal for Researchers and Clinicians in Physical Therapy*, 18 (2), 70-80.
- Houghton AD, Taylor PR, Thurlow S, Rootes E, McColl I. (1992). Success rates for rehabilitation of vascular amputees: implications for preoperative assessment and amputation level. *Br J Surg.*, 79 (8), 753-5.
- Islinger RB, Kulko TR, McHale KA (2000). A review of orthopedic injuries in the three recent US military conflicts. *Mil Med*, 165, 463-465.
- Jaegers SM, Vos LD, Rispens P, Hof AL (1993). The relationship between comfortable and most metabolically efficient walking speed in person with unilateral above-knee amputation. *Arch Phys Med Rehabil*, 74, 521-525.
- Jordan RW, Marks A, Higman D (2012). The cost of major lower limb amputation: a 12-year experience. *Prosthetics and Orthotics International*, 36 (4), 430-4. 441489
- Kahle JT, Highsmith MJ, Schaepper H, Johannesson A, Orendurff MS, Kaufman K (2016). Predicting Walking Ability Following Lower Limb Amputation: An Updated Systematic Literature Review. *Technology & Innovation*, 18 (2), 125-137.

- Karacoloff LA, Hammersley CS (1992). Lower extremity amputation. Apen Publishers, Ed. Maryland.
- Kauzlarić N, Kauzlarić KS, Kolundzić R (2007). Prosthetic rehabilitation of persons with lower limb amputations due to tumour. *European Journal of Cancer Care*, 16 (3), 238-43.
- Kendell C, Lemaire ED, Kofman J, Dudek N (2016). Gait adaptations of transfemoral prosthesis users across multiple walking tasks. *Prosthetics and Orthotics International*, 40 (1), 89-95.
- Kröger K, Berg C, Santosa F, Malyar N, Reinecke H (2017). Lower Limb Amputation in Germany. *Deutsches Arzteblatt International*, 114 (7), 130-136.
- Kurichi JE, Kwong PL, Reker DM, Bates BE, Marshall CR, Stineman MG (2007). Clinical factors associated with prescription of a prosthetic limb in elderly veterans. *Journal of the American Geriatrics Society*, 55 (6), 900-906.
- Lain-Entralgo P (1998). *Historia Universal de la Medicina*. Ed. Masson, S.A. Madrid.
- Larsson J, Agardh CD, Apelqvist J, Stenström A (1998). Long-term prognosis after healed amputation in patients with diabetes. *Clin Orthop Relat Res*, 350, 149-158.
- Latorre-Raez E, Escudero-Rodríguez R, Cotillas-Trulla J, Sala-Planel E (2005). Técnicas quirúrgicas de amputación (I). Consideraciones especiales del tratamiento de la piel, la fascia, los músculos, los nervios y los huesos. En: Gonzalez-Viejo JM, Cobi O, Salinas-Castro F. *Amputación de extremidad inferior y discapacidad. Prótesis y rehabilitación*. pp 13-23. Ed. Masson, S.A. Barcelona.
- Lim TS, Finlayson A, Thorpe JM, Sieunarine K, Mwipatayi BP, Brady A, Angel D (2006). Outcomes of a contemporary amputation series. *ANZ Journal of Surgery*, 76 (5), 300-305.
- Linde H, van der Hofstad CJ, Limbeek J, van Postema K, Geertzen JHB (2005). Use of the Delphi Technique for developing national clinical guidelines for prescription of lower-limb prostheses. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 42 (5), 693.
- Lisbona C (2005). Técnicas Quirúrgicas en amputación: Amputación tibial. (II). En: Gonzalez-Viejo JM, Cobi O, Salinas-Castro F. *Amputación de extremidad inferior y discapacidad. Prótesis y rehabilitación*. pp 25-31. Ed. Masson, S.A. Barcelona.
- López de Andrés A, Jiménez-García R, Aragón-Sánchez J, Jiménez-Trujillo I,

- Hernández-Barrera V, Méndez-Bailón M, Carrasco-Garrido P (2015). National trends in incidence and outcomes in lower extremity amputations in people with and without diabetes in Spain, 2001-2012. *Diabetes Res Clin Pract*, 108 (3), 499-507.
- Lusvardi M, Varroni GP (2001). Prótesis provisional femoral, elección del modelo y su aplicación. *Actualizaciones en técnica ortopédica*. Barcelona. Ed. Masson, S.A. Barcelona.
- MacKenzie EJ, Bosse MJ, Castillo RC, Smith DG, Webb LX, Kellam JF, Burgess AR, Swiontkowski MF, Sanders RW, Jones AL, McAndrew MP, Patterson BM, Trivison TG, McCarthy ML (2004). Functional outcomes following trauma-related lower-extremity amputation. *J Bone Joint Surg Am*, 86:1636-45.
- Marks LJ, Michael JW (2014). Science, Medicine, And The Future: Artificial Limbs. *British Medical Journal*. 323(7315), 9 (3), 732-735.
- McWhinnie DL, Gordon AC, Collin J, Gray DW, Morrison JD (1994). Rehabilitation outcome 5 years after 100 lower-limb amputations. *The British Journal of Surgery*, 81 (11), 1596-9.
- Meier, RH, Melton D (2014). Ideal functional outcomes for amputation levels. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 25 (1), 199-212.
- Melchiorre PJ, Findley T, Boda W (1996). Functional outcome and comorbidity indexes in the rehabilitation of the traumatic versus the vascular unilateral lower limb amputee. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 75 (1), 9-14.
- Miller WC, Deathe AB (2004). A prospective study examining balance confidence among individuals with lower limb amputation. *Disability and Rehabilitation: An International, Multidisciplinary Journal*, 26, 875-881.
- Munin MC, Espejo-De Guzman MC, Boninger ML, Fitzgerald SG, Penrod LE, Singh J (2001). Predictive factors for successful early prosthetic ambulation among lower-limb amputees. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 38 (4), 379-384.
- Murray C, Forshaw M (2013). The experience of amputation and prosthesis use for adults: A metasynthesis, 35, 1133-1142.
- Narang IC, Mathur BP, Singh PJV (1984). Functional capabilities of lower limb amputees. *Prosthet Orthot Int.*, 8 (1), 43-51.
- Nehler M R, Coll JR, Hiatt WR, Regensteiner JG, Schnickel, GT, Klenke W, Krupski WC (2003). Functional outcome in a contemporary series of major lower extremity

- amputations. *Journal of Vascular Surgery*, 38 (1), 7-14.
- Netz P, Stark A, Ringert H (1983). Amputation for vascular insufficiency. *Prosth Orthot Int*, 7, 9-14.
- Nielsen DH (1988). Comparison of energy cost and gait efficiency during amputation in below-knee amputees using different prosthetic feet. A preliminary report. *J Prosthet Orthot*, 1, 24-31.
- Norton K (2007). Un breve recorrido por la historia de la protésica. In *Motion*, 17 (7), 1-5.
- Paolucci S, Di Vita A, Massicci R, Trallesi M, Bureca I, Matano A, Guariglia C (2012). Impact of participation on rehabilitation Results: A multivariate study. *European Journal of Physical and Rehabilitation Medicine*, 48 (3), 455-466.
- Papazafiropoulou A, Tentolouris N, Soldatos RP, Liapis CD, Dounis E, Kostakis AG, Katsilambros N (2009). Mortality in diabetic and nondiabetic patients after amputations performed from 1996 to 2005 in a tertiary hospital population: a 3-year follow-up study. *Journal of Diabetes and Its Complications*, 23 (1), 7-11.
- Peduzzi P, Concato J, Kemper E, Holford TR, Feinstein A (1996). A simulation study of the number of events per variable in logistic regression analysis. *J Clin Epidemiol*, 49 (12), 1373-9.
- Penn-Barwell JG (2011). Outcomes in lower limb amputation following trauma: A systematic review and meta-analysis. *Injury*, 42 (12), 1474-1479.
- Pernot HF, de Witte LP, Lindeman E, Cluitmans J (1997). Daily functioning of lower extremity amputee : an overview of the literature. *Clin Rehabil*, 11, 93-96.
- Pernot HF, Winnubat GM, Cluitmans JJ, De Witte LP (2000). Amputees in limburg : incidence , morbidity and mortality , prosthetic supply, care utilization and functional lever after one year. *Prosthet Orthot Int*, 24, 90-96.
- Persson BM (1974). Sagital incisión for Below - Knee amputation in ischemic gangrene. *J Bone Joint Surg*, 56, 110-14.
- Pezzin LE, Dillingham TR, MacKenzie EJ, Ephraim P, Rossbach P (2004). Use and satisfaction with prosthetic limb devices and related services. *Arch Phys Med Rehabil*, 85(5), 723-729.
- Pohjolainen T, Alaranta H, Kärkkäinen M (1990). Prosthetic use and functional and social outcome following major lower limb amputation. *Prosthetics and Orthotics*

- International, 14(2), 75-9.
- Pohjola T, Alaranta H (1991). Predictive factors of functional ability after lower-limb amputation. *Annales Chirurgiae et Gynaecologiae*, 80, 36-39.
- Raichle KA, Hanley MA, Molton I, Kadel NJ, Campbell K, Phelps E, Ehde D, Smith DG (2008). Prosthesis use in persons with lower- and upper-limb amputation. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 45 (7), 961-972.
- Raya MA, Gailey RS, Fiebert IM, Roach KE (2010). Impairment variables predicting activity limitation in individuals with lower limb amputation. *Prosthet Orthot Int.*, 34, 73-84.
- Reiber GE, McFarland LV, Hubbard S, Maynard C, Blough DK, Gambel JM, Smith DG (2010). Service members and veterans with major traumatic limb loss from Vietnam war and OIF/OEF conflicts: survey methods, participants, and summary findings. *J Rehabil Res Dev*, 47(4), 275-98.
- Roffman CE, Buchanan J, Allison GT (2014). Predictors of non-use of prostheses by people with lower limb amputation after discharge from rehabilitation: development and validation of clinical prediction rules. *Journal of Physiotherapy*, 60 (4), 224-231.
- Roth EV, Pezzin LE, McGinley EL, Dillingham TR (2013). Prosthesis Use and Satisfaction Among Persons With Dysvascular Lower Limb Amputations Across Postacute Care Discharge Settings. *Plum and Metric*, 6 (12), 1128-1136.
- Rubio J A, Salido C, Albarracín A, Jiménez S, Álvarez, J (2010). Incidencia de amputaciones de extremidades inferiores en el área 3 de Madrid. Estudio retrospectivo del periodo 2001-2006. *Revista Clínica Española*, 210 (2), 65-69.
- Rutkow IM (1993). *American Surgery. An illustrated history.* Mosby-Year Book Inc., Ed. St. Louis.
- Salinas-Castro F, Cobi O (2009). Pies protésicos. En: Zambudio-Periago R. *Prótesis, ortesis y ayudas técnicas.* pp. 43-50. Ed. Masson, S.A. Barcelona.
- Samuelsson KA, Töytäri O, Salminen AL, Brandt, A (2012). Effects of lower limb prosthesis on activity, participation, and quality of life: a systematic review. *Prosthetics and Orthotics International*, 36 (2), 145-158.
- Sansam K, Neumann V, O'Connor R, Bhakta B (2009). Predicting walking ability following lower limb amputation: A systematic review of the literature. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 41 (8), 593-603.

- Schaffalitzky E, Gallagher P, Maclachlan M, Wegener ST (2012). Developing consensus on important factors associated with lower limb prosthetic prescription and use. *Disability and Rehabilitation*, 34 (24), 2085-94.
- Scheffer AC, Schuurmans MJ, Van dijk N, Van der hooft T, De rooij, SE (2008). Fear of falling: Measurement strategy, prevalence, risk factors and consequences among older persons. *Age and Ageing*, 37 (1), 19-24.
- Schoppen T, BoonstraA, Groothoff JW, De VriesJ, Göeken LN, Eisma WH (2003). Physical, mental, and social predictors of functional outcome in unilateral lower-limb amputees. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 84, 803-811.
- Serra-Gabriel MR (2001). *El paciente amputado. Labor de equipo*. Ed. Springer-Verlag Iberica. Barcelona.
- Sewell P, Noroozi S, Vinney J, Andrews, S (2000). Developments in the trans-tibial prosthetic socket fitting process: a review of past and present research. *Prosthet Orthopedic*, 24, 97-107.
- Siriwardena GJ, Bertrand PV (1991). Factors influencing rehabilitation of arteriosclerotic lower limb amputees. *J Rehabil Res Dev*, 28 (3), 35-44.
- Spires MC, Leonard JA (1996). Prosthetic pearls.Solutions to thorny problem multidisciplinary. *Phys Med Rehabil Clin North Am.*, 7 (3), 509-26.
- Stineman MG, Kwong PL, Xie D, Kurichi JE, Ripley DC, Brooks DM, Bates BE (2010). Prognostic Differences for Functional Recovery After Major Lower Limb Amputation: Effects of the Timing and Type of Inpatient Rehabilitation Services in the Veterans Health Administration. *Plum and Metric*, 2 (4), 232-243.
- Suckow BD, Goodney PP, Cambria RA, Bertges DJ, Eldrup-Jorgensen J, Indes JE, Cronenwett JL (2012). Predicting functional status following amputation after lower extremity bypass. *Annals of Vascular Surgery*, 26 (1), 67-78.
- Taylor SM, Kalbaugh CA, Blackhurst DW, Hamontree SE, Cull DL, Messich HS, Youkey JR (2005). Preoperative clinical factors predict postoperative functional outcomes after major lower limb amputation: An analysis of 553 consecutive patients. *Journal of Vascular Surgery*, 42 (2), 227-234.
- Tekin L, Safaz Y, Goktepe AS, Yazıcıyodlu K (2009). Comparison of quality of life and functionality in patients with traumatic unilateral below knee amputation and salvage surgery. *Prosthet Orthot Int*, 33, 17-24.

- Luff R, Forrest J, Huntley J, James J, Kirker S, Lindsay J, Roberts M, Walker S, Weir A, White A (2000) The amputee statistical database for the United Kingdom 1998/99. ISD Publications. Edinburgh.
- Thurston AJ (2007). Paré and prosthetics: The early history of artificial limbs. *ANZ Journal of Surgery*, 77 (12), 1114-1119.
- Tisi PV, Callan MJ (2008). Tipo de incisión para la amputación por debajo de la rodilla. *Cochrane Plus*, número 3, 2008. Oxford.
- Traballesi M, Brunelli S, Pratesi L, Pulcini M, Angioni C, Paolucci S (1998). Prognostic factors in rehabilitation of above knee amputees for vascular diseases. *Disabil Rehabil*, 20, 380-384.
- Traballesi M, Porcacchia P, Averna T, Angioni C, Lubich S, Di Meo F, Brunelli S (2007). Prognostic factors in prosthetic rehabilitation of bilateral dysvascular above-knee amputee: is the stump condition an influencing factor? *Europa Medicophysica*, 43 (1), 1-6.
- Tracy GD (1966). Below-Knee amputation for ischemic gangrene. *Pac Med Surg*, 74, 251-3.
- Turney BW, Kent SJ, Walker RT, Loftus IM (2001). Amputations : no longer the end of the road. *J R Coll Surg Edinb*, 46, 271-273.
- Unwin N (2000). Epidemiology of lower extremity amputation in centres in Europe, North America and East Asia. *Brit J Surg*, 87, 328-337.
- Valentine RJ, Myers SI, Inman MH, Roberts JR, Clagett GP (1996). Late outcome of amputees with premature atherosclerosis. *Surgery*, 119 (5), 487-493.
- Van Der Linde H, Geertzen JHB, Hofstad CJ, Van Limbeek J, Postema, K (2003). Prosthetic prescription in the Netherlands: an observational study. *Prosthetics and Orthotics International Prosthet Orthot Int*, 27 (3),170-8.
- Van Eijk MS, van der Linde H, Buijck B, Geurts A, Zuidema S, Koopmans R (2012). Predicting prosthetic use in elderly patients after major lower limb amputation. *Prosthetics and Orthotics International*, 36 (1), 45-52.
- Viladot R, Cobi O, Clavell S (1994). Ortesis y prótesis del aparato locomotor. 2.2 - Extremidad inferior. Ed. Masson, S.A. Barcelona.
- Villaseñor LDG (2009). Cronología histórica de las amputaciones. *Revista Mexicana de Angiología*, 37 (1), 9-22.

- Vitali M (1985a). Breve resumen histórico. Amputaciones y prótesis. pp. 1-7. Ed. Jims. Barcelona.
- Vitali M (1985b). Amputaciones por debajo de la rodilla y prótesis. Amputaciones y prótesis. Ed. Jim. pp. 145-184. Barcelona.
- Vitali M (1985c). Amputaciones por encima de la rodilla y prótesis. Amputaciones y prótesis. Ed. Jim. pp. 201-236. Barcelona.
- Volpicelli LJ, Chambers RB, Wagner WF Jr (1983). Ambulation levels of bilateral lower-extremity amputees. Analysis of one hundred and three cases. *J Bone Joint Surg Am*, 65 (5), 599-605.
- Wan-Nar Wong M (2005). Changing dynamics in lower-extremity amputation in China. *Arch Phys Med Rehabil*, 86 (9), 1778-1781.
- Waters RL, Perry J, Antonelli D, Hislop H (1976). Energy cost of walking of amputees: the influence of level of amputation. *J Bone Joint Surg Am*, 58, 42-46.
- Waters RS (1989). The energy expenditure of normal and pathologic gait. *Crit Rev Phys Rehabil Med*, 1, 183-209.
- Webster JB, Hakimi KN, Williams RM, Turner AP, Norvell DC, Czerniecki JM (2012). Prosthetic fitting use and satisfaction following lower-limb amputation: a prospective study. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 49 (10), 1493-1504.
- Weiss GN, Gorton TA, Read RC, Neal LA (1990). Outcomes of lower extremity amputations. *J Am Geriatric Soc*, 38, 877-83.
- Wezenberg D, van der Woude LH, Faber WX, de Haan A, Houdijk H (2013). Relation Between Aerobic Capacity and Walking Ability in Older Adults With a Lower-Limb Amputation. *Arch Phys Med Rehabil*, 94 (9), 1714-1720.
- Wong KL, Nather A, Liang S, Chang Z, Wong TT, Lim CT (2013). Clinical outcomes of below knee amputations in diabetic foot patients. *Ann Acad Med Singapore*, 42 (8), 388-94.
- Yaşar E, Tok F, Kesikburun S, Ada AM, Kelle B, Göktepe AS, Tan AK (2017). Epidemiologic data of trauma-related lower limb amputees: A single center 10-year experience. *Injury*, 48 (2), 349-352.
- Yiğiter K, Sener G, Bayar K (2002). Comparison of the effects of patellar tendon bearing and total surface bearing sockets on prosthetic fitting and rehabilitation. *Prosthet Orthopedic*, 26, 206-212.

- Zambudio-Periago R (2007). Osteointegración en amputados de miembros. *Rehabilitación*, 41 (4), 180-184.
- Zambudio-Periago R (2009a). Prótesis, ortesis y ayudas técnicas. Ed. Masson, S.A. Barcelona.
- Zambudio-Periago R (2009b). Rehabilitación del amputado de miembro inferior. En: Zambudio-Periago R. Prótesis, ortesis y ayudas técnicas. pp. 105-110. Ed. Masson, S.A. Barcelona.
- Zambudio-Periago R, Fajardo-Martos I, Rivera-Fernández R (1998). Valoración subjetiva de la protetización de 13 amputados de miembro inferior con encaje Iceross. *Rehabilitación*, 32, 297-300.

VIII ANEXOS

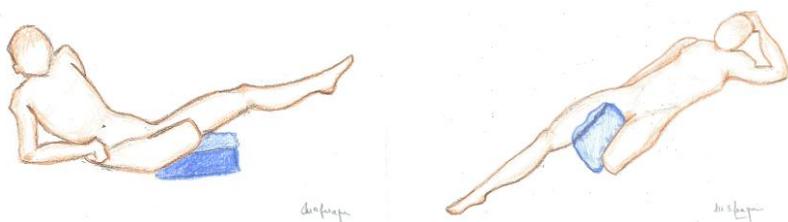
Anexo 1.- Documento para entregar al paciente amputado femoral

Amputado femoral

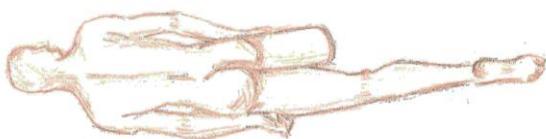
Cuidados posturales del amputado femoral.

Debe realizarlos para prevenir contracturas o rigidez articular, lo que puede interferir en la colocación de la prótesis.

INCORRECTO: No debe ponerse almohadas debajo del muñón ni entre las piernas para evitar rigidez articular.



CORRECTO: Adopte la posición prona durante 15 minutos / 2 veces diarias.



Cuidados de la piel y de la cicatriz del muñón.

- **Si la cicatrización no ha finalizado**, debe hacerse un lavado diario con agua y jabón neutro y, una vez seco, aplicar povidona yodada (Betadine*) (Zambudio-Periago, 2009b).
- **Si la herida ha cicatrizado**, realizar **lavado diario** con jabón neutro. Posteriormente es aconsejable el uso de crema hidratante (si es posible con urea a un 10-20%). Masajear a diario la cicatriz perpendicular a la incisión para evitar adherencias. Posteriormente masajear todo el muñón para que la piel se mantenga flexible y elástica, lo que ayuda a la desensibilización y a conseguir mejor tolerancia de las presiones (González-Viejo y cols., 2005). Es deseable endurecer la piel del muñón, aplicando 2 veces diarias alcohol tánico al 5% (Zambudio-Periago, 2009b).

Vendaje diario del muñón.

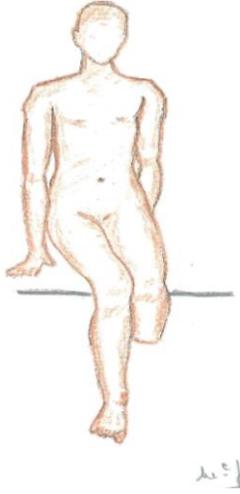
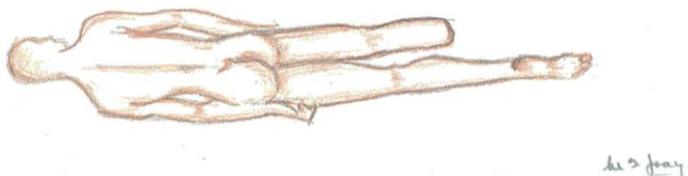
- Realizarlo gradual de distal a proximal.
- Debe mantenerlo mientras no se use la prótesis.

Ejercicios básicos de los miembros

- Realizar ejercicios activos de los miembros superiores, del muñón y del miembro inferior conservado.

Dibujos realizados por gentileza de D^a María Joaquina Requena

Anexo 2.- Documento para entregar al paciente amputado tibial

Amputado tibial	
 <p>Cuidados posturales del amputado tibial.</p> <p>Se realiza para prevenir contracturas o rigidez articular, lo que puede interferir en la colocación de la prótesis.</p> <p>INCORRECTO: No debe sentarse con muñón flexionado mucho tiempo, ni en la cama, ni en la silla de ruedas.</p> <p>CORRECTO: Debe adoptar la posición prona durante 15 minutos / 2 veces diarias.</p> 	<p>Cuidados de la piel y de la cicatriz del muñón.</p> <ul style="list-style-type: none"> - Si la cicatrización no ha finalizado, debe hacerse un lavado diario con agua y jabón neutro y una vez seco, aplicar povidona yodada (Betadine*) (Zambudio-Periago, 2009b). - Si la herida ha cicatrizado: realizar lavado diario con jabón neutro. Posteriormente es aconsejable el uso de crema hidratante (si es posible con urea a un 10-20%). Masajear a diario la cicatriz perpendicular a la incisión para evitar adherencias. Posteriormente masajear todo el muñón para que la piel se mantenga flexible y elástica, lo que ayuda a la desensibilización y a conseguir mejor tolerancia de las presiones (González Viejo y cols., 2005). Es deseable endurecer la piel del muñón, aplicando 2 veces diarias alcohol tánico al 5% (Zambudio-Periago, 2009b). <p>Vendaje diario del muñón.</p> <ul style="list-style-type: none"> - Realizarlo gradual de distal a proximal. - Debe mantenerlo mientras no se use la prótesis. <p>Ejercicios básicos de los miembros.</p> <ul style="list-style-type: none"> - Realizar ejercicios activos de los miembros superiores, del muñón y del miembro inferior conservado.

Dibujos realizados por gentileza de D^a María Joaquina Requena



Mi reconocimiento al **almirante D. Blas de Lezo**, apodado “medio hombre” por su triple discapacidad tras sufrir heridas de guerra: amputado tibial de pierna izquierda desde los 15 años, perdió el ojo izquierdo a los 18 años y sufrió parálisis braquial derecha a los 34 años. Caminaba con una pata de palo.

Fue destinado por la Corona Española a defender Cartagena de Indias (Comandante General de la plaza 1734-1741). Ninguna de sus discapacidades le impidió vencer al mayor desembarco naval después del desembarco de Normandía con unos efectivos mínimos (3.500 hombres y 6 barcos) frente a 27.000 efectivos y 186 naves. Fue un hombre más que completo para los suyos y para la historia.



Tomemos todos ejemplo y muy especialmente los pacientes con amputación de miembro inferior, a los que hoy día la ciencia les brinda multitud de soluciones protésicas, y sirva este gran almirante de ejemplo de coraje, esfuerzo, constancia y valía. El, con su pata de palo y sus dos discapacidades más, demostró que es posible conseguir lo que la voluntad se proponga.