



toi

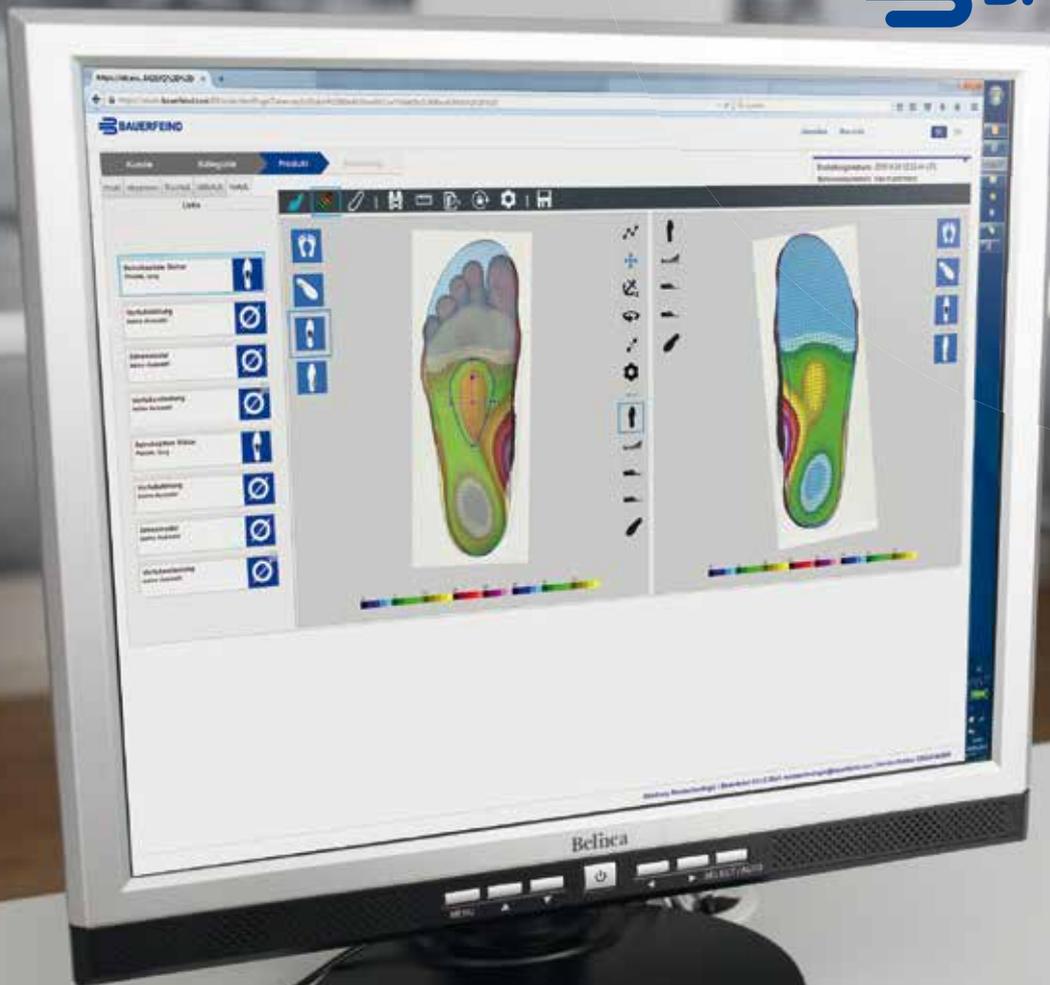
Técnica Ortopédica Internacional

Época II - Año 4 - Núm 4/2016



FETOR

FEDERACIÓN ESPAÑOLA
DE TÉCNICOS ORTOPÉDICOS



BODYTRONIC® ID:CAM
PLANTILLAS FRESADAS



DISEÑO PERSONALIZADO

PLANTILLAS PERSONALIZADAS, DE AJUSTE PERFECTO Y FÁCIL DISEÑO.

- Nuevo software online diseñado para fabricar plantillas personalizadas sin coste para la Ortopedia. Instalación fácil y gratuita.
- Muy intuitivo y fácil de usar. Gracias a los diferentes modelos disponibles permite un gran ahorro de tiempo.
- Tres posibilidades de diseño: básico, avanzado y profesional.
- Desde cualquier dispositivo con conexión a internet y en cualquier momento.
- Flexibilidad en cuanto al método de obtención de la huella plantar: desde una espuma fenólica hasta una plataforma de presión en 3D.

Editorial

Desde FETOR siempre hemos defendido que la formación es un pilar fundamental de la ortopedia y de sus profesionales. Y a lo largo de la historia de la Federación hemos demostrado con ejemplos prácticos de diversa índole que esta afirmación no es gratuita (organización de jornadas, cursos y conferencias, edición de la revista TOI, convocatoria de la Beca FETOR...).

Desde hace unos años -tampoco demasiados- venimos destacando la importancia creciente de las nuevas tecnologías en la ortopedia. Si bien es cierto que el sector todavía mantiene su parte artesanal en la creación de determinados productos, no debemos pasar por alto la presencia cada vez mayor de las más recientes tecnologías en nuestro día a día. Y como consecuencia de ello, la necesidad de formarnos en todo este tipo de conocimientos. Una formación que, obvio es decirlo, debe ser continuada, pues la evolución de las tecnologías va a un ritmo muy rápido y conviene no quedarse descabalgado en este progreso.

En definitiva, estamos entrando de lleno en una nueva etapa tecnológica de la ortopedia que no podemos evitar. Y que tampoco nos conviene evitar, por supuesto. Las nuevas y más jóvenes generaciones de profesionales que han finalizado recientemente sus estudios de técnica ortoprotésica ya se incorporan al mercado laboral con buena parte de estos conocimientos y con clara predisposición para asimilar los que todavía no tienen. Las generaciones no tan jóvenes quizás deban realizar un plus de esfuerzo para adquirir estas competencias en materia de nuevas tecnologías. Pero en cualquier caso, todos debemos tener claro que este es el futuro. La ortopedia va por este camino y nosotros debemos ir con ella.

Sumario

Mejora de la distancia y velocidad de la marcha en amputados femorales con un implante de carga distal	5-11
Alteraciones del miembro superior en la hemiparesia infantil. Tratamiento rehabilitador y ortoprotésico	13-19
Escáneres 3D, ¿bajo coste o alta gama?	21-26
Tratamiento ortoprotésico en las aplasias de peroné tipo II	29-32
El calzado ortopédico como producto sanitario y sus aplicaciones	36-38

Edita:

Federación Española de Técnicos Ortopédicos (FETOR)
C/ Viladomat, 174. 4ª planta
08015 Barcelona
Tel. 93 496 45 07 – Fax 93 496 45 32
www.fetor.org – info@fetor.org

Director de la publicación

Santiago Maza

Comité científico y de redacción

Virginia Almenar, Anna Arbós, Cristina Bertrán, Guillem Caravaca L., Guillem Caravaca R., Josep Gironell, Jordi Gispert, Jaume Reixach, Mario Romeo

Coordinación editorial

Miquel Carbonell

Publicidad

Dpto. propio de FETOR

Diseño y Maquetación

eMeGeA Comunicació i Fotografia Digital

Impresión

Dilogic, S.L.

Depósito Legal: B. 13971-2013
ISSN: 0214-4352

TOI. Técnica Ortopédica Internacional es una publicación de la Federación Española de Técnicos Ortopédicos (FETOR). Está dirigida a técnicos ortopédicos, médicos rehabilitadores, cirujanos ortopédicos, vasculares, neurólogos, pediatras, fisioterapeutas y enfermería.

Las opiniones contenidas en los artículos de esta publicación son de responsabilidad exclusiva de sus autores, sin que FETOR tenga que compartirlas necesariamente. Reservados todos los derechos.

Queda prohibida la reproducción, total o parcial, de la publicación, sus contenidos e imágenes, sin la autorización expresa de FETOR.

Nuestro apoyo a tus retos



www.implantekeepwalking.es

Mejora de la distancia y velocidad de la marcha en amputados femorales con un implante de carga distal

Lluís Guirao Cano 1 | Beatriz Samitier Pastor 1 | Mireia Monago Fernández 1 | Jesús Alos Villacrosa 2
Rafael Tibau Oliván 3 | Dolores Maldonado Garrido 4 | Manuel Rodríguez Piñero Durán 5
José Antonio Expósito Tirado 6 | Eulogio Pleguezuelos Cobo 1

1. Médico especialista en Rehabilitación. Servicio de Rehabilitación. Consorci Sanitari del Maresme. Mataró (Barcelona)

2. Médico especialista en Angiología y Cirugía Vascul. Servicio de Angiología y Cirugía Vascul. Consorci Sanitari del Maresme. Mataró (Barcelona)

3. Médico especialista en Cirugía Ortopédica y Traumatología. Servicio de COT. Consorci Sanitari del Maresme. Mataró (Barcelona)

4. Médico especialista en Rehabilitación. Servicio de Rehabilitación. Hospital Universitari i Politècnic La Fe (Valencia)

5. Médico especialista en Rehabilitación. Servicio de Rehabilitación. Hospital Universitario Virgen de la Macarena (Sevilla)

6. Médico especialista en Rehabilitación. Servicio de Rehabilitación. Hospital Universitario Virgen del Rocío (Sevilla)

Resumen | Abstract

Antecedentes: La preservación de los cóndilos femorales en los pacientes desarticulados de rodilla (KDA) facilita el apoyo distal en el encaje, a diferencia de lo que ocurre con los pacientes transfemorales (TFA). Además el nivel KDA permite la transferencia directa de las cargas de apoyo a través del muñón residual por la conservación de los cóndilos femorales y, consecuentemente incrementa la independencia en la marcha y disminuye el consumo energético comparado con los TFA. La adaptación de un encaje que permita el apoyo distal del muñón y la transmisión directa del peso es uno de los principales factores por los que los amputados KDA presentan mayor capacidad de marcha que los TFA, siendo que la capacidad de marcha, mejorar la distancia recorrida y la velocidad, se considera uno de los principales objetivos de la rehabilitación tras sufrir una amputación. **Objetivo:** Evaluar la mejora en la distancia de la marcha y velocidad de marcha en pacientes sometidos a una amputación TFA, con un implante femoral que permite el apoyo distal del muñón. **Diseño del estudio:** Estudio experimental antes-después.

Método: Diecinueve pacientes TFA recibieron un implante de titanio que permite el apoyo distal del muñón en el encaje. El seguimiento posterior al implante fue de 14 meses. Se evaluaron la distancia recorrida y velocidad de marcha usando el 2 minute walk test (2MWT).

Resultados: La etiología de la amputación era traumática en 8 pacientes (42,1%), enfermedad vascular periférica en 8 pacientes (42,1%) y debido a causas oncológicas en 3 (15,8%). La media del valor del 2MWT era de $103,16 \pm 33,03$ m antes del implante femoral y de $124,95 \pm 39,22$ m a 14 meses post-implante ($p < 0,001$), lo que representa una mejora del 21,12%. La media de la velocidad de marcha antes del implante era de $0,85 \pm 0,27$ m/s y de $1,04 \pm 0,32$ m/s a los 14 meses después de la

implantación ($p < 0,001$).

Conclusión: Los resultados del presente estudio muestran una mejora en la distancia andada y velocidad de marcha en amputados TFA, 14 meses después de haber recibido un implante femoral que permite la carga distal del muñón.

Background: The preservation of the femoral condyles in knee disarticulated patients (KDA) favours distal load in the socket, contrary to what happens with transfemoral amputated patients (TFA). Moreover, the level of KDA permits a direct transfer of weight bearing loads through the residuum because of the conservation of the femoral condyles, and as a result increases walking independence and diminishes the energetic consumption in comparison with TFA. The adaptation of a socket that permits distal loads of the residuum and the direct transmission of body weight is one of the principal factors behind the better walking capacity KDA patients present if compared with TFA patients, taking into account that walking capacity, improvement of covered distance and speed is considered one of the principal objectives of rehabilitation after suffering an amputation.

Objective: Evaluate the improvement of walking distance and speed in patients submitted to a transfemoral amputation, who bear a femoral implant that permits distal support of the residuum.

Design of the study: Experimental before-after study.

Method: Nineteen TFA patients received a titanium implant that permits distal loads of the residuum within the socket. The follow-up period after implantation was 14 months. Parameters evaluated were covered distance and speed of march using the 2 minute walk test (2MWT).

Results: The ethiology for amputation was traumatic in 8 patients (42.1%), peripheral vascular disease in 8 patients (42.1%) and due to oncologic causes in 3 (15.8%). The mean value for the 2MWT was 103.16 ± 33.03 m before the femoral implant and 124.95 ± 39.22 m at 14 months post implantation ($p < 0,001$),

which represents an improvement of 21.12%. The mean walking speed before the implant was 0.85 ± 0.27 m/s and 1.04 ± 0.32 m/s 14 months after implantation ($p < 0,001$).

Conclusion: The results of the present study show an improvement of distance walked and speed of march in TFA patients, 14 months after having received a femoral implant that permits distal charge of the residuum.

Palabras Clave | Key words

Amputación femoral, osteointegración, carga distal, rehabilitación, protización.

Transfemoral amputation, osseointegration, distal loads, rehabilitation, prosthesis.

Relevancia clínica

Este manuscrito proporciona información adicional sobre el uso de un implante femoral, que permite el apoyo distal del muñón, con el fin de mejorar las habilidades para caminar, la distancia recorrida y la velocidad marcha en pacientes sometidos a TFA.

Introducción

A pesar de los avances de la medicina y el énfasis en la prevención de las enfermedades, las amputaciones continúan siendo prevalentes en nuestra sociedad. En el año 2005 se estima que 1.6 millones de personas sufrieron una amputación y en el 2050 se espera que el ratio se duplique a 3.6 millones en los Estados Unidos [1]. La amputación es un procedimiento quirúrgico que tiene unas secuelas funcionales, psicológicas y sociales muy importantes y que afectan la calidad de vida de la personas que lo padecen [2]. La incidencia de las amputaciones es más frecuente en las enfermedades vasculares como por ejemplo en la diabetes mellitus, traumatismos y deficiencias congénitas, siendo el 60% de ellas en hombres y el 80% en mayores de 65 años [3]. La importancia de estas amputaciones en personas mayores de 65 años radica en la posibilidad de presencia de comorbilidades que compliquen el éxito de la protización.

Uno de los factores que se han relacionado en la literatura con el éxito de las protizaciones es el nivel de amputación. Las tasas de protización reportadas en población geriátrica varían entre el 47 - 90% en amputados transtibiales (TT) frente al 14.5 - 70% reportado en amputados TFA [4]. Estas variaciones en la protización hay que buscarlas en relación a la ubicación de los pacientes y a la existencia o no de equipos multidisciplinares. Siempre que la viabilidad de una amputación TT no sea posible, debemos considerar la desarticulación de rodilla donde la preservación de los cóndilos femorales facilita la adaptación de un encaje con apoyo distal del muñón (Figura 1). Clínicamente, el apoyo distal es la ventaja más importante en los KDA ya que permite transferir directamente la carga distal al muñón femoral y de este modo aumentar la independencia en la marcha y reducir el consumo de oxígeno [5-10]. La posibilidad de andar con una

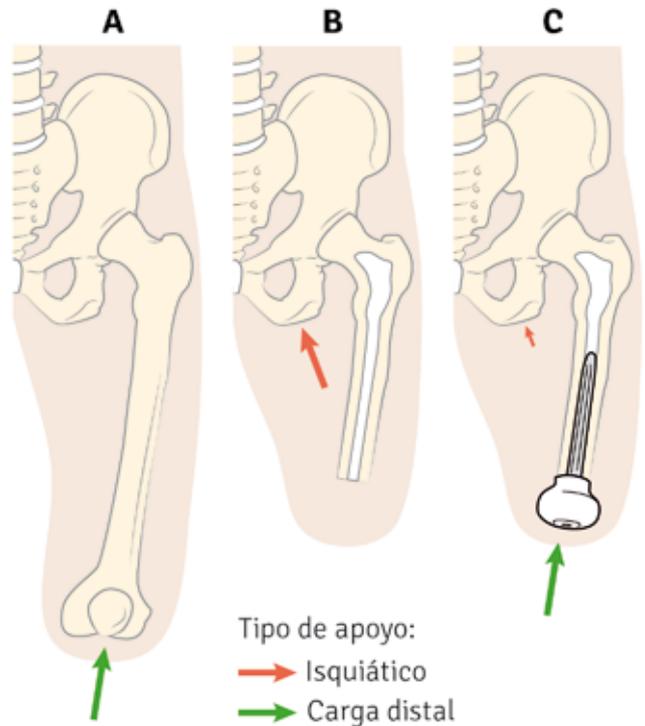
Figura 1

Tipos de amputación

A Desarticulado de rodilla (KDA)

B Aputado transfemoral (TFA)

C Amputado transfemoral con implante femoral



prótesis con o sin ayudas técnicas es el principal objetivo de la rehabilitación después de una amputación y la distancia y velocidad de la marcha se han considerado factores determinantes en la percepción de la calidad de vida de los pacientes amputados [11].

Durante nuestra práctica clínica habitual hemos observado como los pacientes con KDA eran más funcionales que los TFA especialmente en pacientes vasculares, por lo que decidimos diseñar un implante endomedular que simulara los cóndilos femorales y permitir de esta forma la carga directa del muñón dentro del encaje, buscando mejorar la funcionalidad de los pacientes TFA. El objetivo de este estudio fue evaluar las mejoras funcionales en los parámetros de distancia y velocidad de la marcha en pacientes con una amputación TFA de, al menos, un año de uso de un encaje convencional con un implante femoral que permite la carga distal del muñón dentro del encaje.

Metodología

Participantes

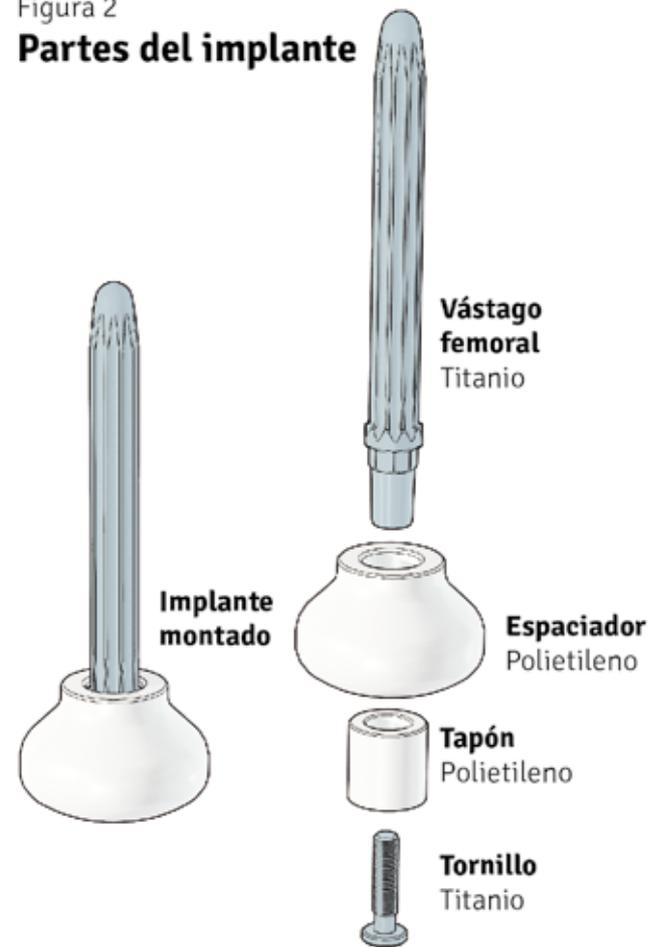
Hemos realizado un estudio antes - después en un grupo de 19 pacientes amputados TF que han recibido un implante femoral de titanio que permite la carga distal del muñón. Los participantes fueron reclutados entre el 1 de marzo de 2011 y el 1 de marzo de 2014 en las consultas externas del Servicio de Rehabilitación

Tabla 1. Demografía de la muestra a la inclusión en el estudio (n=19)

Variables	
Edad (años) y DS	51,6 ±16,7
Sexo	
- Hombres	15 (79%)
- Mujeres	4 (21%)
Peso (kg) y DS	67,6±12,8
Altura (cm) y DS	166,3± 10,8
Longitud del muñón (cm) y DS	27,7 ± 5,2
Lado amputación:	
- Derecho	9 (47,4%)
- Izquierdo	10 (52,6%)
Situación social	
- Vive en pareja	11 (57,9%)
- Vive en familia	5 (26,3%)
- Vive solo	2 (10,5%)
- Institucionalizado	1 (5,3%)
Comorbilidades	
- Enf. cardiovascular	7 (36,8%)
- Diabetes Mielitus	5 (26,3%)
- Otras	4 (21%)
- Enfermedad respiratoria	2 (10,5%)
Ayudas técnicas	
- Independiente	9 (47,3%)
- 1 muleta	6 (31,5%)
- 2 muletas	4 (21%)
Nivel de funcionalidad (nivel K)	
- Nivel K2	5 (26,3%)
- Nivel K3	14 (73,7%)

Figura 2

Partes del implante



del Hospital de Mataró (Barcelona). La descripción de la muestra se puede consultar en la Tabla 1.

Los criterios de inclusión fueron: longitud del fémur amputado de al menos 15 cm medido desde el trocánter mayor, uso de la prótesis convencional durante al menos un año antes del reclutamiento y más de 6 horas de uso del encaje al día, capacidad para andar por interiores y/o exteriores con o sin ayudas y padecer una amputación TFA unilateral.

Los criterios de exclusión fueron: presencia de alteraciones cognitivas que no permitieran seguir las instrucciones o las órdenes, peso corporal superior a 100 kg, presencia de patología oncológica o infecciosa activa, infección previa del muñón o longitud del fémur inferior a 15 cm medidos desde trocánter mayor.

El período de seguimiento post intervención fue de 14 meses y cada paciente fue su propio control postoperatorio para poder evaluar las variables. Todos los pacientes mantuvieron las mismas rodilla y pies protésicos antes y después de la cirugía del implante para evitar sesgos. Los pacientes fueron intervenidos por el mismo equipo quirúrgico y el estudio fue aprobado por el comité de ética del hospital. Todos los pacientes firmaron el consentimiento informado.

Implante

El implante femoral de este estudio se compone de tres piezas (Figura 2). El vástago femoral está fabricado de una aleación de titanio (Ti-6Al-4V) para facilitar el anclaje dentro del canal femoral. La segunda pieza es un espaciador fabricado en polietileno

de alta densidad (UHMWPE) que se conecta distalmente con el vástago por mediación de la tercera pieza, un conjunto de tapón de polietileno y tornillo. El espaciador es el que permite el apoyo distal del muñón dentro del encaje.

Cirugía

El implante puede ser colocado en la misma cirugía en la que se realice la amputación (implantación temprana) o en una cirugía posterior a la de la amputación (implantación tardía).

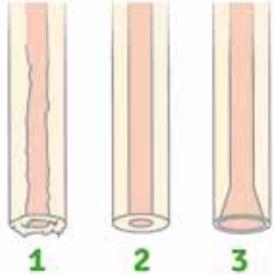
En la cirugía de implantación tardía, el abordaje al fémur se realiza, siempre que no exista contraindicación, a través de la cicatriz existente. Alternativamente puede practicarse una nueva incisión "boca de pez". Una vez expuesto el fémur, se resecan entre 3 y 4 cm distales del fémur, que serán necesarios para alojar posteriormente el espaciador de polietileno. Con el instrumental apropiado, se mide tanto la longitud del fémur residual como el diámetro del canal medular del fémur y se fresa progresivamente hasta alcanzar el diámetro y profundidad indicados en los pasos previos. Finalmente, se realiza un fresado cónico en la parte distal del fémur, ya que el implante tiene un perfil cónico en esta parte, que favorece una correcta transferencia de cargas. Se realiza una prueba con un implante y un espaciador provisionales. La talla del vástago vendrá indicada por el diámetro de fresado y la del espaciador será la talla de mayor tamaño, de las tres tallas disponibles, que permita un cierre de la herida sin tensión de los tejidos blandos. Las longitudes del vástago oscilan entre 120 a 180 mm y el diámetro de 11 a 17 mm. Los diámetros de



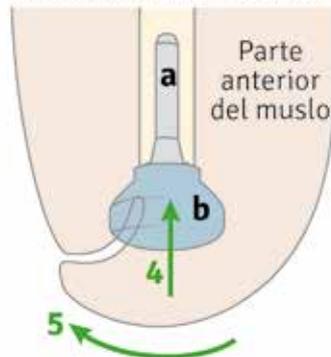
Figura 3

Técnica quirúrgica

Fresado del fémur



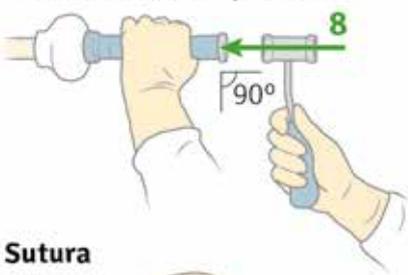
Vástago (a) y espaciador (b) de prueba



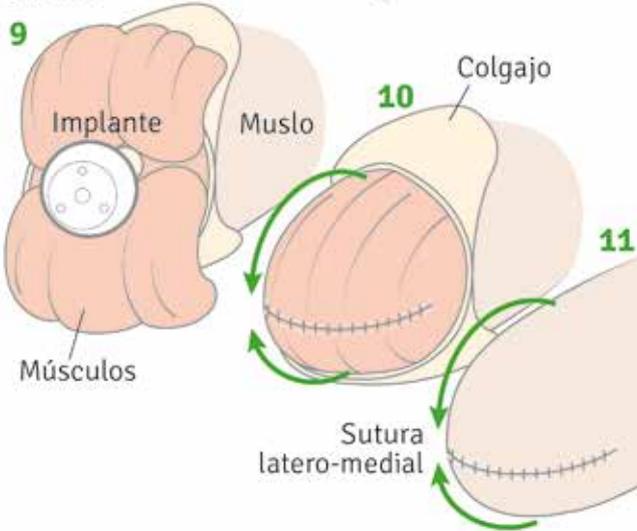
Montaje del implante



Colocación del implante



Sutura



espaciador oscilan entre 54 a 62 mm. Finalmente se monta el implante definitivo y se inserta impactado a press-fit en el fémur. Los tejidos blandos son suturados realizando una correcta mioplastia alrededor del espaciador (Figura 3).

La cirugía de implantación temprana permite realizar una planificación preoperatoria para definir, en función de la patología que

provoque la amputación, el nivel de amputación que aproveche al máximo las características del implante. Por lo demás, la técnica no varía con respecto a lo descrito anteriormente.

Rehabilitación

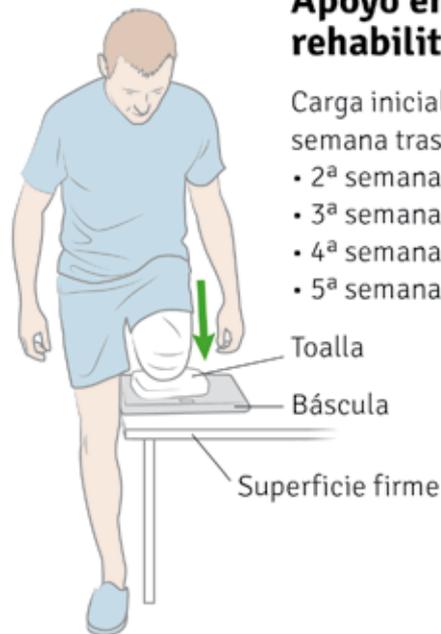
La rehabilitación se inicia aproximadamente a los 15 días de la cirugía con un programa de cargas distales del muñón, sin provocar dolor, iniciando en 5 kg hasta un máximo de 20 kg a la cuarta semana. El encaje provisional de apoyo distal se colocará entre las 4 a las 6 semanas de la cirugía y el encaje definitivo a las 12 semanas habitualmente. Durante este período los pacientes fueron controlados por el Servicio de Rehabilitación para la adaptación protésica y la reeducación de la marcha (Figura 4).

Figura 4

Apoyo en rehabilitación

Carga inicial según la semana tras la intervención:

- 2ª semana: **5 kg**
- 3ª semana: **10-15 kg**
- 4ª semana: **15-20 kg**
- 5ª semana: **25-35 kg**



Medidas

Para valorar la capacidad de marcha de los participantes se utilizó el 2-minute walk test (2MWT). Este test ha demostrado ser fiable, válido y sensible para valorar la capacidad de marcha en adultos con amputación de miembros inferiores [12] y se recomienda como test clínico de elección en esta población [13,14,15]. Condie et al. apuntaron que los resultados del 2MWT expresados en metros/segundos (m/s) permite valorar la velocidad de marcha mientras que el resultado expresado en metros (m) es más adecuado para reflejar la resistencia aeróbica del sujeto [15]. Para la realización del test el paciente tenía que caminar durante 2 minutos en un pasillo de 30 metros tan rápido como pudiera, con o sin ayudas técnicas. Se registró el número de metros recorridos expresado en metros [16,17]. La velocidad de marcha fue calculada teniendo en cuenta los metros recorridos durante 2 minutos y fue expresada en m/s.

Análisis estadístico

Se realizó un análisis estadístico descriptivo de los datos basales. Las medias y las desviaciones estándar fueron usadas para

las variables cuantitativas mientras que los porcentajes fueron usados para las variables cualitativas. Se utilizaron las pruebas no paramétricas de Mann-Whitney para analizar las diferencias entre las variables cuantitativas independientes. Los resultados con $p < 0.05$ fueron considerados como estadísticamente significativos. El análisis de los datos fue realizado con el paquete estadístico SPSS 12.0.

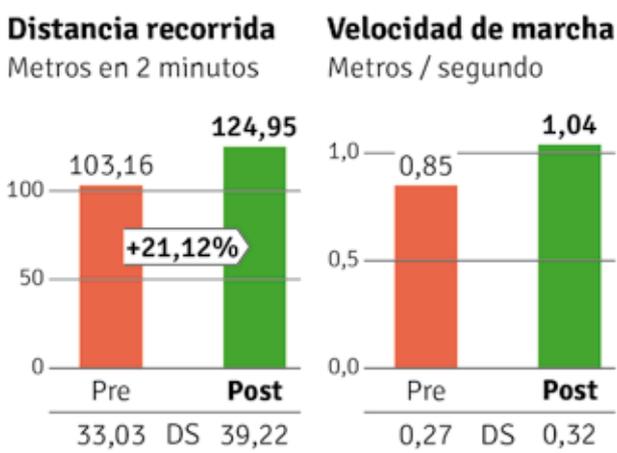
Resultados

Un total de 19 participantes (21 % mujeres) con una media de edad de 51.6 ± 16.7 años fueron incluidos en el estudio. La etiología de la amputación fue traumática en 8 pacientes (42.1%), enfermedad periférica vascular en 8 (42.1%) y de causa oncológica en 3 (15.8%), ambas etiologías (traumática y oncológica son consideradas en grupo de traumáticos para el estudio estadístico). En el estudio global de la muestra observamos como la velocidad de marcha y distancia recorrida mejoran tras la colocación del implante observando un aumento de la velocidad y metros recorridos ($p < 0.001$) (Figura 5).

Figura 5

Distancia recorrida y velocidad de marcha antes y después del implante femoral

Antes de la colocación del implante (p < 0,001)
Con implante



Al analizar los resultados en función del sexo (Tabla 2), origen de la amputación (Tabla 3) y edad (Tabla 4), todos los individuos presentan mejoría de la velocidad de marcha y los metros recorridos, a excepción de las mujeres, quienes no presentan mejoría significativa en ninguno de los items valorados al realizar el análisis por sexo.

Discusión

Los resultados de este estudio muestran un aumento en la distancia recorrida y la velocidad de marcha en amputados TFA de

origen vascular, traumático y oncológico, 14 meses después de recibir un implante de titanio que permite la carga distal del muñón. En la literatura existen referencias a dispositivos implantados en el canal medular femoral de amputados femorales que permiten el anclaje directo de la rodilla protésica [6,7,18,19,20] pero en nuestro conocimiento este es el primer dispositivo que permite la carga distal del muñón a un amputado femoral.

Globalmente nuestra muestra presenta un aumento de 21,79 m en el 2MWT 14 meses después de colocar el implante que permite la carga distal del muñón. Esta diferencia, a pesar de ser estadísticamente significativa, es inferior a la mínima diferencia clínicamente relevante descrita por Resnik et al. [21] de 34,3 m, para valorar el resultado de una intervención en pacientes amputados. Hay que destacar que Resnik et al. [21] incluyeron amputados transtibiales y femorales en su estudio mientras que en nuestro estudio sólo participaron amputados femorales, lo que podría ser la causa de las diferencias observadas.

El incremento de metros recorridos en nuestra muestra tras la colocación del implante fue de un 21,12%, superior a los descritos por otros grupos como Rau et al. [22] (12,67%) o Darter et al. [17] (19,25%), quienes valoraron la mejoría en los metros recorridos en el 2MWT en población de menor edad y tras completar distintos programas de fisioterapia.

Conseguir un aumento de los metros recorridos resulta importante porque pequeños incrementos pueden aumentar la independencia de los amputados para la realización de las actividades de la vida diaria (AVD) y para la marcha. Lerner-Frankiel et al. [23] reportaron que pacientes con un moderado soporte familiar necesitan caminar un mínimo de 600 m/día para poder vivir en un apartamento y desarrollar las actividades de la vida diaria, y entre 1100 y 1450 m/día para vivir de forma independiente sin soporte externo y desarrollar actividades en la comunidad [23]. Estos valores son similares a los descritos por Geertzen et al., quienes concluyeron que un amputado para ser independiente, necesita una capacidad mínima de deambulación de 500 m [24]. Por tanto, el aumento de metros recorridos puede resultar especialmente relevante en pacientes con amputación de origen vascular dado que presentaban peores puntuaciones iniciales (78,63 m) y a su vez, presentan un mayor incremento tras la colocación del implante (23,84% vasculares respecto al 19,83% de amputados de origen traumático).

La velocidad de marcha en amputados registrada en la literatura es muy variable, oscilando por ejemplo entre 0,78 m/s descrita por Jones et al. en amputados transfemorales de origen traumático [25], hasta 1,32 m/s descrita por Rau et al. [22] en una muestra de amputados transtibiales y transfemorales. Walker et al. [26] reportaron la velocidad de marcha normal en amputados transfemorales de origen vascular de 0,6 m/s y de 0,86 m/s si la amputación era de causa traumática. En nuestra muestra, la velocidad de marcha observada en los participantes en la valoración previa al implante era similar a los datos de Walker et al., y todos presentaron un incremento de la velocidad de marcha a los 14 meses de colocar el implante de carga distal. Este incremento fue superior en los amputados de origen vascular (24,05%) que el observado en los amputados de origen traumático (20,14%). Este hallazgo resulta relevante, ya que el aumento de la velocidad de marcha puede conllevar una mayor capacidad para realizar tareas comunitarias (como cruzar una

Tabla 2: Descriptivo pre-, post- y de las diferencias (post-pre) por sexos.

	HOMBRES (n=15)							MUJERES (n=4)						
	PRE		POST		POST-PRE		p	PRE		POST		POST-PRE		p
	Media	DS	Media	DS	Media	DS		Media	DS	Media	DS	Media	DS	
DISTANCIA RECORRIDA (m)	103,47	36,25	122,20	41,10	18,73	11,67	< 0,001	102,00	20,26	135,25	34,17	33,25	14,64	0,068
VELOCIDAD MARCHA (m/s)	0,86	0,30	1,01	0,34	0,15	0,09	< 0,001	0,85	0,16	1,12	0,28	0,27	0,12	0,068

Tabla 3: Descriptivo pre-, post- y de las diferencias (post-pre) según procedencia por la causa de amputación.

	CIRUGÍA VASCULAR (n=8)							TRAUMATOLOGÍA (n=11)						
	PRE		POST		POST-PRE		p	PRE		POST		POST-PRE		p
	Media	DS	Media	DS	Media	DS		Media	DS	Media	DS	Media	DS	
DISTANCIA RECORRIDA (m)	78,63	24,01	97,38	29,73	18,75	11,62	0,012	121,00	27,00	145,00	33,16	24,00	14,64	0,004
VELOCIDAD MARCHA (m/s)	0,65	0,20	0,81	0,24	0,15	0,09	0,012	1,00	0,22	1,21	0,27	0,20	0,12	0,004

Tabla 4: Descriptivo pre-, post- y de las diferencias (post-pre) según la edad.

	≤ 50 años (n=10)							> 50 años (n=9)						
	PRE		POST		POST-PRE		p	PRE		POST		POST-PRE		p
	Media	DS	Media	DS	Media	DS		Media	DS	Media	DS	Media	DS	
DISTANCIA RECORRIDA (m)	118,30	32,21	145,60	36,11	27,30	15,04	0,006	86,33	26,13	102,00	29,47	15,67	8,20	0,008
VELOCIDAD MARCHA (m/s)	0,98	0,26	1,20	0,30	0,23	0,12	0,006	0,71	0,21	0,85	0,24	0,13	0,06	0,008

calle), y precisamente son los amputados vasculares quienes presentan menor velocidad de marcha en el momento inicial, por tanto, un mayor incremento de la velocidad podría implicar un aumento más importante de la función.

Al analizar los resultados por sexo observamos que el grupo de mujeres presenta un aumento de los metros recorridos y de la velocidad de marcha tras la colocación del implante de carga distal. A pesar de la potencial repercusión clínica, estos incrementos no resultan estadísticamente significativos, lo que puede deberse a la pequeña muestra de mujeres resultante al realizar la estratificación de la muestra por sexo.

Este estudio presenta una serie de limitaciones que tienen que ser tenidas en cuenta. La primera es el número total de la muestra. La segunda es la heterogeneidad de la muestra que fue determinada principalmente por la edad y etiología de las amputaciones. Nosotros hemos incluido amputados femorales de origen vascular, traumático u oncológico con características diferentes entre los pacientes de estos grupos. Pensamos que los criterios de inclusión deberían ser más estrictos en relación al grado de movilidad y funcionalidad.

Conclusiones

Los resultados de este estudio demuestran una mejora de la distancia y velocidad de la marcha en pacientes amputados transfemorales a los 14 meses de la cirugía de un implante de titanio que permite el apoyo distal del muñón dentro del encaje.

Se necesitan estudios adicionales para considerar estas mejoras en relación a la edad, sexo y causa de amputación.

Agradecimientos

Los autores quieren agradecer a la empresa Tequir, S.L. los recursos aportados y la dedicación para el diseño y la realización del presente ensayo clínico.

Bibliografía

1. Ziegler-Graham K, MacKenzie EJ, Ephraim PL, Trivison TG, Brookmeyer R. Estimating the prevalence of limb loss in the United States: 2005 to 2050. *Arch Phys Med Rehabil.* 2008;89(3):422-429. doi:S0003-9993(07)01748-0 [pii]v10.1016/j.apmr.2007.11.005.
2. Viosca E, Soler Gracia C and Cortés A. Biomecánica de la marcha normal. In: Instituto Biomecánica de Valencia (ed) Biomecánica de la marcha humana normal y patológica. Valencia: IBV, 1993, pp. 2-18.
3. Geertzen J1, van der Linde H2, Rosenbrand K3, Conradi M4, Deckers J5, Koning J6, Rietman HS7, van der Schaaf D8, van der Ploeg R5, Schapendonk J9, Schrier E10, Duijzentkunst RS11, Spruit-van Eijk M12, Versteegen G10 VH. Dutch evidence-based guidelines for amputation and prosthetics of the lower extremity: Rehabilitation process and prosthetics. Part 2. *Prosthet Orthot Int.* 2015;39(5):361-371.
4. Fletcher DD, Andrews KL, Butters MA, Jacobsen SJ, Rowland CM, Hallett JW. Rehabilitation of the geriatric vascular amputee patient: A popula-

- tion-based study. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001;82(6):776-779. doi:10.1053/apmr.2001.21856.
5. Hagberg K, Brånemark R. Consequences of non-vascular trans-femoral amputation: a survey of quality of life, prosthetic use and problems. *Prosthet Orthot Int.* 2001;25(3):186-194. doi:10.1080/03093640108726601.
 6. Hagberg K, Brånemark R, Gunterberg B, Rydevik B. Osseointegrated trans-femoral amputation prostheses: prospective results of general and condition-specific quality of life in 18 patients at 2-year follow-up. *Prosthet Orthot Int.* 2008;32(1):29-41. doi:10.1080/03093640701553922.
 7. Frossard L, Hagberg K, Häggström E, Gow DL, Brånemark R, Percy M. Functional Outcome of Transfemoral Amputees Fitted With an Osseointegrated Fixation: Temporal Gait Characteristics. *JPO J Prosthetics Orthot.* 2010;22(1):11-20. doi:10.1097/JPO.0b013e3181ccc53d.
 8. Lee WCC, Doocey JM, Brånemark R, et al. FE stress analysis of the interface between the bone and an osseointegrated implant for amputees - Implications to refine the rehabilitation program. *Clin Biomech.* 2008;23(10):1243-1250. doi:10.1016/j.clinbiomech.2008.06.012.
 9. Helgason B, Pálsson H, Rúnarsson TP, Frossard L, Viceconti M. Risk of failure during gait for direct skeletal attachment of a femoral prosthesis: A finite element study. *Med Eng Phys.* 2009;31(5):595-600. doi:10.1016/j.medengphys.2008.11.015.
 10. Ten Duis K, Bosmans JC, Voesten HGJ, Geertzen JHB, Dijkstra PU. Knee disarticulation: survival, wound healing and ambulation. A historic cohort study. *Prosthet Orthot Int.* 2009;33(1):52-60. doi:10.1080/03093640802557020.
 11. Hagberg K, Häggström E and Brånemark R. Physiological cost index (PCI) and walking performance in individuals with transfemoral prostheses compared to healthy controls. *Disabil Rehabil* 2007; 29(8): 643-649.
 12. Baumgartner RF. Knee disarticulation versus above-knee amputation. *Prosthet Orthot Int.* 1979;3(1):15-19. doi:10.3109/03093647909164695.
 13. Pin TW. Psychometric properties of 2-minute walk test: A systematic review. *Arch Phys Med Rehabil.* 2014;95(9):1759-1775. doi:10.1016/j.apmr.2014.03.034.
 14. Gremeaux V, Damak S, Troisgros O, et al. Selecting a test for the clinical assessment of balance and walking capacity at the definitive fitting state after unilateral amputation: a comparative study. *Prosthet Orthot Int.* 2012;36(4):415-422. doi:10.1177/0309364612437904.
 15. Condie E, Scott H, Treweek S. Lower limb prosthetic outcome measures: A review of the literature 1995 to 2005. *J Prosthetics Orthot.* 2006;18(1):13-45. doi:10.1097/00008526-200601001-00004.
 16. Brooks D, Parsons J, Hunter JP, Devlin M, Walker J. The 2-minute walk test as a measure of functional improvement in persons with lower limb amputation. *Arch Phys Med Rehabil.* 2001;82(10):1478-1483. doi:10.1053/apmr.2001.25153.
 17. Darter BJ, Nielsen DH, Yack HJ, Janz KF. Home-based treadmill training to improve gait performance in persons with a chronic transfemoral amputation. *Arch Phys Med Rehabil.* 2013;94(12):2440-2447. doi:10.1016/j.apmr.2013.08.001.
 18. Frossard L, Svenson N, Smeathers J, et al. Daily activities of a transfemoral amputee fitted with osseointegrated fixation: continuous recording of the loading for an evidence-based practice. *Kinesither Rev.* 2006;6(56-57):53-62.
 19. Lee WCC, Frossard LA, Hagberg K, et al. Kinetics of transfemoral amputees with osseointegrated fixation performing common activities of daily living. *Clin Biomech.* 2007;22(6):665-673. doi:10.1016/j.clinbiomech.2007.02.005.
 20. Hagberg K, Brånemark R. One hundred patients treated with osseointegrated transfemoral amputation prostheses--rehabilitation perspective. *J Rehabil Res Dev.* 2009;46(3):331-344. doi:10.1682/JRRD.2008.06.0080.
 21. Resnik L, Borgia M. Reliability of outcome measures for people with lower-limb amputations: distinguishing true change from statistical error. *Phys Ther.* 2011;91(4):555-565. doi:10.2522/ptj.20100287.
 22. Rau B, Bonvin F, de Bie R. Short-term effect of physiotherapy rehabilitation on functional performance of lower limb amputees. *Prosthet Orthot Int.* 2007;31(3):258-270. doi:10.1080/03093640600994615.
 23. Lerner-Frankiel M, Vargas S, Brown M, Krusell L, Schoneberger W. Functional community ambulation: what are your criteria? *Clin Manag Phys Ther.* 1986;6(2):12-15.
 24. JH G, JC B, CP van der S, PU D. Claimed walking distance of lower limb amputees. *Disabil Rehabil.* 2005;27(3):101-104. http://dw2zn6fm9z.search.serialssolutions.com/?url_ver=Z39.88-2004&rft_val_fmt=info:ofi/fmt:kev:mtx:journal&rft_id=info:sid/Ovid:med5&rft.genre=article&rft_id=info:doi/&rft_id=info:pmid/15823990&rft.issn=0963-8288&rft.volume=27&rft.issue=3&rft.page=101&r
 25. Jones ME, Bashford GM, Mann JM. Weight bearing and velocity in trans-tibial and trans-femoral amputees. *Prosthet Orthot Int.* 1997;21:183-186. doi:10.3109/03093649709164553.
 26. Walker CR, Ingram RR, Hullin MG, McCreath SW. Lower limb amputation following injury: a survey of long-term functional outcome. *Injury.* 1994;25:387-392. doi:10.1016/0020-1383(94)90132-5

PRÓTESIS OCULARES



AUTODILATACIÓN

-



DE LA PUPILA

+

NUEVA PRÓTESIS OCULAR CON DILATACIÓN PUPILAR

ART-LENS presenta un gran avance en prótesis oculares, el ojo artificial con dilatación pupilar.

La prótesis ocular ha evolucionado con los materiales más vanguardistas y fiables que la técnica y el progreso nos facilitan. Son resinas acrílicas, antialérgicas, de larga vida y con buen efecto estético.

BAJA VISIÓN



¿QUÉ ES LA BAJA VISIÓN?

Entendemos que una persona tiene Baja Visión cuando con la mejor corrección óptica convencional, no alcanza la agudeza visual suficiente para poder realizar determinadas tareas o actividades de la vida cotidiana.



LAS AYUDAS VISUALES?

Van dirigidas a todas aquellas personas con Baja Visión que tras un exhaustivo examen, están suficientemente motivadas y visualmente capacitadas para beneficiarse de las Ayudas Visuales.

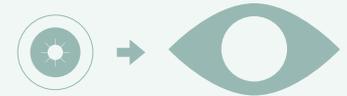


BAJA VISIÓN?

El sistema consiste en aumentar el tamaño de los objetos, es decir ampliar la imagen en la retina.



LENTES PROTÉSICAS



CORREGIMOS:

01 ALTERACIONES MORFO-FUNCIONALES

Aniridia, coloboma, albinismo, afaquia...



02 ALTERACIONES MORFO-ESTÉTICAS

Leucoma total, leucoma central...



03 ALTERACIONES FUNCIONALES

Miosis, ambliopía funcional, fotofobia



ART-LENS
Prótesis Oculares

Álex Gutiérrez
Ocularista

Paseo de Gracia 117, pral 1ª
08008 Barcelona
T 93 217 31 68

F 93 415 91 75
info@artlens.es
www.artlens.es

Alteraciones del miembro superior en la hemiparesia infantil. Tratamiento rehabilitador y ortoprotésico

Saioa García Rubio

Fisioterapeuta pediátrica (UIC) | Diplomatura de postgrado en Técnicas Ortopédicas (UAB) | Fisioterapeuta en Ortopedia Técnica Ansebeda, S.L.

Resumen | Abstract

La hemiparesia se refiere a la disminución de la fuerza motora o parálisis parcial que afecta un brazo y una pierna del mismo lado del cuerpo [34]. Es la consecuencia de una lesión cerebral, normalmente producida por una falta de oxígeno en el cerebro. Técnicamente, la hemiparesia es una disminución del movimiento sin llegar a la parálisis. Es un grado menor que la hemiplejía, que produce parálisis total [34].

Existe una gran variabilidad en la tipología y la afectación de los niños con hemiparesia. Es por este motivo que el tratamiento rehabilitador debe ser adaptado a las necesidades individuales de cada niño para proporcionarle el máximo beneficio posible. El tratamiento o terapia a escoger determinará la evolución del niño, destacando siempre como mejor opción un tratamiento realizado por un equipo multidisciplinar en el que resaltaremos el papel del fisioterapeuta, el ortopedista, el médico rehabilitador y el cirujano. Observaremos las diferentes opciones que tenemos a nivel rehabilitador, analizando sus ventajas e inconvenientes.

Hemiparesia relates to decreased motor strength or partial paralysis affecting an arm and a leg on the same side of the body. It is the result of a brain injury, usually caused by a lack of oxygen to the brain. Technically hemiparesia is a decreased movement without paralysis. It's a minor degree of hemiplegia, which produces total paralysis.

There is great variability in the type and impairment of children with hemiparesia. It is for this reason that the rehabilitation treatment must be adapted to the individual needs of each child to provide the maximum benefit.

The treatment or therapy you choose will determine the evolution of the child, always emphasizing the best option treatment by a multidisciplinary team that highlight the role of the physiotherapist, the orthotist, the rehabilitation doctor and surgeon. We are going to look around the different options we have for rehabilitation analyzing their advantages and disadvantages.

Palabras clave | Key words

Hemiparesia, lesión cerebral, rehabilitación, ortesis dinámicas, kinesitape.

Hemiparesia, brain injury, rehabilitation, dynamic orthosis, kinesitape.

Introducción



En la hemiparesia infantil observamos una serie de patrones habituales de brazo y mano [13-16,33,35].

- . Déficit en la supinación o en la pronación del antebrazo.
- . Alteración en el esquema corporal.
- . Déficit en la extensión o en la flexión de muñeca.
- . Déficit en la extensión de los dedos.
- . Desviación cubital o radial.
- . Déficit en la motricidad de la mano que incluye el pulgar (oposición).
- . Déficit de extensión en el codo.

Repercusiones del patrón [13-15,17,33]:



- . Interferencia en la prensión y manipulación, sobretodo en la sujeción de objetos con la extremidad superior (ES).
- . Dificulta el vestido de la parte superior del cuerpo (colocación de mangas, atar cordones, ajustar botones...).
- . Dificulta la higiene de la mano y la axila (en casos de afectación severa).
- . Repercute en el equilibrio de tronco en sedestación.
- . El patrón flexor, asociado o no a la retropulsión de la ES, dificulta el equilibrio de tronco en bipedestación y en marcha.

Estos patrones pueden ser encontrados en diferentes tipos de manos: hipotónica, espástica o distónica [11].

Analizaremos las diferentes opciones de las que disponemos dentro del tratamiento rehabilitador. A la hora de valorar el método de tratamiento también debemos tener muy en cuenta el nivel cognitivo del niño y el nivel funcional de la mano a tratar.

Metodología [10,12]

1. Ortésica:

- Ortesis posicionadoras de codo, brazo, muñeca y dedos.
- Ortesis de pulgar.
- Ortesis dinámicas.

2. Vendaje neuromuscular - kinesitape.

3. Terapias físicas:

- Fisioterapia: terapia bimanual, restrictiva...
- Terapia ocupacional.

4. Toxina botulínica.

5. Cirugía.

1. Ortésica [18-20]

A. Férulas de codo, brazo, muñeca o dedos

De posicionamiento nocturno:

- . Ventajas: Mantienen la posición articular durante toda la noche y proporcionan estiramiento prolongado.
- . Inconvenientes: A veces son mal toleradas por el niño, ya que no podemos modificar la posición y se las quitan, por

lo que resultan poco efectivas en algunos casos. Existen modelos estándar o la posibilidad de hacerlas a medida.



Diurnas estáticas-fijas:

- . Ventajas: Mantienen la posición articular y proporcionan estiramiento prolongado.
- . Inconvenientes: Generalmente mal toleradas por el niño, ya que no podemos modificar la posición y su rigidez puede provocar puntos de presión. Permiten una actividad restringida y son poco funcionales. Estéticamente muy invasivas.

B. Ortesis de pulgar



De diferentes materiales: termoplásticas, en neopreno, termo conformadas...

- . Ventajas: Mantienen la posición articular y proporcionan estiramiento prolongado. Son relativamente cómodas y fáciles de colocar.
- . Inconvenientes: A veces son mal toleradas por el niño, ya que no podemos modificar la posición y se las quitan, por lo que resultan poco efectivas en algunos casos. Aquellas que son de material rígido impiden hacer una pinza fisiológica. Solo modificamos la posición del pulgar. No inciden en muñeca, antebrazo ni resto de los dedos.

Actualmente se dispone de materiales semiblandos como termoplásticos modelables a baja temperatura, que nos permiten hacer férulas más cómodas para el paciente, las cuales son mejor toleradas.

C. Ortesis dinámicas en lycra para ES [21-30]

¿Cómo funcionan las ortesis dinámicas? Las ortesis dinámicas trabajan en 2 grandes vías:



A nivel biomecánico:

- Mejoran el alineamiento articular.
- Producen un menor gasto energético.
- Mejor funcionalidad.
- Una mayor autonomía en el niño.
- Ofrecen una estabilidad proximal que le permite liberar articulaciones distales.

A nivel somatosensorial, estimulando los neuroreceptores de la piel y trabajando con inputs propioceptivos, lo cual le permite al paciente una mejora en el esquema corporal.

Características generales:



- Hechas en lycra transpirable y cómoda.
- Hechas a medida para una perfecta adaptación al cuerpo.
- Deben ser ajustadas, como una doble piel.
- Llevan una lycra base, que es la que realiza la acción propioceptiva.
- Diseñadas específicamente para cada niño, con los refuerzos que necesita para los diferentes ajustes posturales.

Objetivos a conseguir con el guante:

1. Extender y fomentar el control de los dedos.

2. Abducción (abd) o aducción (add) de pulgar.
3. Extensión de muñeca.
4. Extensión de codo.
5. Fomentar supinación de antebrazo.

· Ventajas: Permite diseñar la ortesis con las características específicas para cada niño. Le dan absoluta autonomía, ya que puede realizar todo tipo de actividades con ella. Puede elegir el color, haciéndola menos invasiva y de mayor agrado para el niño. Al llevarla puesta todo el día, la acción perdura y será mucho mas efectiva.

· Inconvenientes: Como cualquier tratamiento, se debe ser constante, se debe llevar al menos 8 horas diarias y hacer una terapia física (fisioterapia, terapia ocupacional...) conjuntamente. Elevado coste y durabilidad media. Un niño en crecimiento puede hacer uso de ella entre 8-12 meses aproximadamente, dependiendo del crecimiento y del uso de la mano. El tejido es delicado (lycra) y se pueden producir roturas.

2. Vendaje neuromuscular – kinesiotape



· Ventajas: Estimulan sistema propioceptivo. Mejora esquema corporal y re-entrena musculatura en una mejor posición. Permiten modificaciones cada vez que se renuevan y son de bajo coste económico.

· Inconvenientes: Se deben cambiar cada poco tiempo y requieren de un profesional para su correcta colocación. Poca durabilidad y rápido deterioro. En algunos casos se puede producir hipersensibilidad e irritabilidad al material.

3. Terapias físicas

La posibilidad de éxito se ve aumentada combinando más de una terapia y con altos niveles cognitivos. Dentro de la fisioterapia convencional podemos hacer uso de diferentes terapias para potenciar el trabajo realizado durante las sesiones:

Terapia restrictiva o terapia del movimiento inducido por restricción (TMIR): La restricción de movimiento de la mano más funcional obliga al niño a hacer uso de la mano parética y a buscar nuevas estrategias. Siempre realizando tareas funcionales.



- Ventajas: Es sencilla de aplicar, mejora el esquema corporal y cuantas más veces se repita la tarea, mejores resultados se obtienen. Debemos hacer al niño participe de su tratamiento.
- Inconvenientes: El niño debe tener un buen nivel cognitivo para entender la finalidad del ejercicio. Si el niño no colabora y lo ve como un castigo, la terapia no nos proporcionará los resultados esperados.

Terapia bimanual: La realización de actividades a nivel bimanual facilita la integración del miembro parético. Generalmente estos niños son más funcionales con la mano no parética que a nivel bimanual, es por esto que debemos incluir en las actividades de la vida diaria actividades que requieran la utilización de ambas manos: juguetes, hora de la comida.



- Ventajas: En este caso todo son ventajas, aunque requieren de mucha dedicación por parte de padres, tutores y terapeutas para poder practicarla.
- Inconvenientes: A veces nos podemos encontrar con la negación por parte del niño a utilizar la mano parética, debido a que la tienen fuera del esquema corporal o debido a que al ser conscientes de sus limitaciones no la quieren utilizar.

Terapia ocupacional: En el caso de poder contar con una terapeuta ocupacional, será ella la que elaborará los ejercicios destinados a las actividades diarias. No debemos olvidar el juego.



4. Infiltraciones de toxina botulínica [31,32,35]

La toxina botulínica (TBA) se aplica en inyección intramuscular para el tratamiento de la espasticidad focal. Hay 3 tipos de aplicación:

- Inyección simple intramuscular.
- Punción con pinzamiento del músculo: músculos superficiales.
- Inyección de TBA retirando la aguja: extendemos mas la toxina, haciéndola mas eficaz. En músculos planos.



El efecto se comienza a producir a las 2 semanas de la aplicación y el efecto máximo a los 2 meses (depende de la dosis y tono del músculo), produciendo una debilidad de la musculatura del 50% aproximadamente.

- Ventajas: Se puede realizar a nivel ambulatorio sin anestesia y aplicar de forma selectiva. Pocos efectos adversos a nivel de ES. Rápido y muy efectivo en edades tempranas (menores de 6-8 años).
- Inconvenientes: Existe una acomodación por parte del paciente, ya que se deben aplicar altas dosis y cada 3-4 meses (posibilidad de formación de anticuerpos inductores de resistencia a los efectos). Se produce una debilidad de la musculatura que el niño debe aprender a controlar y modificar en beneficio propio. Debe aprender nuevas estrategias y patrones. Se debe hacer uso de ortesis y terapia para mantener lo logrado gracias a la TBA. Sin ello, corremos el riesgo de volvernos a encontrar en la situación inicial. Alto coste económico para sanidad pública.

5. Cirugía [35]



Cuando las secuelas se han estabilizado y el tratamiento conservador de la espasticidad ya no es eficaz, es el momento de plantear la cirugía. Se recomienda la intervención a partir de los 6-8 años. Los objetivos son mejorar la posición de la extremidad y su función. La mejora de la posición también condiciona una mejora en la estética del paciente.

La cirugía ha de ser multinivel, es decir, en todos los niveles de la extremidad para mejorar todos los problemas en una sola cirugía (codo, antebrazo, muñeca, etc.).

Tras la intervención, se necesitan 2 semanas para la cicatrización. Durante las 4 semanas posteriores se llevará una férula fija y durante las 4 siguientes una férula a medida, que se debe retirar a la hora de realizar actividades.

1. Ventajas: Intervención rápida y poco invasiva con resultados definitivos en cuanto a estructuras.
2. Inconvenientes: El efecto sobre el tono es temporal. Sin un buen tratamiento rehabilitador (ortesis y terapia física) las posibilidades de recidiva son altas. No se puede tratar la distonía.

¿Qué ocurre en el hombro? Un hándicap a la hora de nuestro tratamiento rehabilitador es el hombro. Sin una buena estabilización a nivel proximal, difícilmente mejoraremos a nivel distal [2-4].

Signos frecuentes:

- . Disminución del rango articular del hombro.
- . Alteración del tono a nivel de la musculatura escapular y el deltoides.
- . Hombro descendido / asimetría visible.
- . Escápula alada.



1. Ortesis de hombro convencional [5,8]

- . Ventajas: Mantienen la posición articular, descargando una parte del peso de la extremidad.
- . Inconvenientes: Tenemos pocas opciones en el mercado y menos de tamaño infantil. A veces son mal toleradas por el niño y se las quitan, por lo que son poco efectivas en algunos casos. Tienen muchos cierres de velcro. Estéticamente aparatosas y poco funcionales.

2. Ortesis de hombro dinámica [1,21,23,26-30]



Objetivos a conseguir con la ortesis de hombro:

1. Estabilizar escápula.
2. Bajar tono musculatura escapular, bíceps y deltoides.
3. Dar soporte a la extremidad ayudando a posicionar la cabeza del húmero.
4. Previene subluxaciones.
5. Fomenta caminar con simetría.
6. Mejora el esquema corporal.

Características y funciones idénticas al guante.

- . Ventajas: Fácil de colocar y retirar. Cómoda, transpirable y lavable. No se nota debajo de la ropa. Nada invasiva. Previene subluxaciones y disminuye el dolor.
- . Inconvenientes: Alto coste y durabilidad media. 1 año de duración aproximada aunque depende del crecimiento del niño. Cierre ajustable con velcro. El tejido pierde propiedades con el lavado.

3. Kinesiotape [6,9]

Comparativa con refuerzos de ortesis dinámica [7,36]. Los refuerzos en la ortesis de hombro son estándar:

- . Refuerzo a nivel escapular.
- . Refuerzo a nivel de deltoides.





Resultados

Los resultados a pie de campo nos demuestran que el niño con hemiparesia mejora significativamente con la mayoría de los métodos citados en el artículo, pero el éxito del tratamiento reside en encontrar el más efectivo en cada caso.

Debemos analizar cada caso por separado para valorar cuáles son los objetivos a conseguir. Siempre intentaremos que el tratamiento sea consensuado por todo el equipo: médico rehabilitador, fisioterapeuta, terapeuta ocupacional y ortopeda. No debemos olvidar en ningún caso el gran papel de padres y cuidadores, ya que son ellos el eslabón que une a todo el resto de los profesionales con el niño.

Y por último, destacar las necesidades individuales del niño y las posibilidades del mismo. Debe entender el tratamiento que hacemos y los objetivos que tenemos para poder llegar a conseguirlos. Debemos hacerlo participe de cada etapa del mismo y en el caso de poder hacerlo, darle la opción de escoger (dentro de unos límites).

Conclusiones

- . La ortésica de ES es muy útil en la gran parte de los casos, el coste es relativamente bajo (subvencionado) y es rápida de aplicar. Válida para casi todos los casos y edades. No es adaptable a algunas actividades de la vida diaria. Muy útil la utilización de férulas de estiramiento nocturno en caso de que el niño la acepte y la use toda la noche sin retirarla.
- . Ortesis dinámicas como complemento a la terapia. Antes de que esté estructurado y preferiblemente en edades tempranas, menos en el caso de la distonía, que también se puede hacer uso de ellas en edades más tardías con excelentes resultados.
- . El kinesiotape es de gran ayuda en tratamiento de atención precoz. Solo descartar en casos de alergia o hipersensibilidad.
- . La toxina, siempre para el uso en edades tempranas, es muy efectiva cuando va acompañada de tratamiento rehabilitador (terapia física, ortesis...). Poca efectividad en niños mayores que no han recibido tratamiento. Cuidado con el acostumbramiento y la debilidad tras dosis altas.
- . La cirugía nos ofrece grandes resultados definitivos. A partir de

8 años. No operaremos la pronación en muchos casos y las extensiones de muñeca se deben valorar cuidadosamente. No mejora la distonía. Igual que con la toxina, mejores resultados acompañado de tratamiento rehabilitador.

- . La fisioterapia y otras terapias físicas siempre ofrecen beneficios, tanto a corto como a largo plazo.

Agradecimientos

- . Mi más sincero agradecimiento al Dr. Soldado (Hospital Sant Joan de Deu, de Barcelona), por transmitirme sus conocimientos en intervenciones quirúrgicas.
- . Al Centro Creix de rehabilitación infantil (Palma de Mallorca), sus niños y en especial a sus profesionales, por el gran trabajo que hacen (terapia restrictiva, bimanual, ortesis dinámicas...). Gracias, Candy Piña.
- . A Vicenç Punsola (Hand Therapy Barcelona) por su habilidad en el ferulaje.
- . Al CDIAP de Mollet del Vallés (Barcelona), Ascensión Martín y a sus niños.
- . A Rocío Palomo Carrión, por sus conocimientos en terapia restrictiva.

Bibliografía

1. Case Study: Use of the Dynamic Movement Orthosis to Provide Compressive Shoulder Support for Children With Brachial Plexus Palsy. Audrey Yasukawa, OT, Patricia Martin, PT, Arthur Guilford, CPO, Shubhra Mukherjee, MD.
2. Brooke MM, de Lateur BJ, Diana-Rigby GC, Questad KA. Shoulder subluxation in hemiplegia: effects of three different supports. *Arch Phys Med Rehabil* 1991;72:582-585.
3. Zorowitz RD, Idank D, Ikai T, et al. Shoulder subluxation after stroke: a comparison of four supports. *Phys Med Rehabil* 1995; 76:763-771.
4. Yasukawa A, Cofre R, Kahn L, et al. Shoulder support for children with subluxation: a case study. *J Prosthet Orthot* 2005; 17:74-79.
5. Cool J. Biomechanics of orthoses for the subluxed shoulder. *Prosthet Orthot Int* 1989;13:90-96. Matthews et al. *JPO Journal of Prosthetics and Orthotics* 158.
6. Morrissey D. Proprioceptive shoulder taping. *J Bodywork Movement Ther* 2000; 4:189-194.
7. *JPO Journal of Prosthetics and Orthotics Dynamic Fabric Orthotic Management for Shoulder Subluxation. Volume 23 • N. 3 • 2011* 157.
8. Chu J, Kane E, Arnold B, et al. The effects of a neoprene on active joint-reposition sense in subjects with stable or unstable shoulders. *J Athl Train* 2002; 37:141-145.
9. Kinesio Taping in pediatrics. Fundamentals and whole body taping. Kenzo Kase, DC, Founder of the kinesio Taping Method, Patricia Martin, PT, CKTI, Audrey Yasukawa, MOT, ORT/L, CKTI.
10. Mayston MJ. People with cerebral palsy: effects of and perspectives for therapy. *Neural Plasticity* 2001;8 (1-2):51s-69s.
11. Brown JK, Walsh EG. Neurology of the upper limb. In: Neville B, Goodman R, editors. *Congenital hemiplegia*. London: MacKeith; 2000. p. 113-49.
12. Scrutton D. Physical assessment and aims of treatment. In: Neville B, Goodman R, editors. *Congenital hemiplegia*. London: MacKeith; 2000. p. 65-80.
13. Van Thiel E, Meulenbroek RG, Smeets JB, Hulstijn W. Fast adjustments of ongoing movements in hemiparetic cerebral palsy. *Neuropsychologia* 2002; 40:16-27.

14. Copley J, Kuipers K. Management of upper limb hypertonicity. San Antonio, TX: Therapy Skill Builders; 1999.
15. Kluzik J, Fethers L, Coryell J. Quantification of control: a preliminary study of effects of neuro-developmental treatment on reaching in children with spastic cerebral palsy. *Physical Therapy* 1990; 70:65–76.
16. Assessment of upper-limb function and movement in children with cerebral palsy. J H Nicholson; R E Morton; S Attfield; D Rennie. *Developmental Medicine and Child Neurology*; Jun 2001; 43, 6; ProQuest Health and Medical Complete pg. 384
17. Byrne DP, Ridgeway EM. Considering the whole body in treatment of the hemiplegic upper extremity. *Top Stoke Rehabil* 1998;4:14–34.
18. Wilton J. Handsplinting: principles of design and fabrication. London,UK:WB Saunders Co.;1997.p.168–97.
19. Wilton J. Casting, splinting, and physical and occupational therapy of hand deformity and dysfunction in cerebral palsy. *Hand Clinics*2003; 19:573–84.
20. Feldman PA. Upper extremity casting and splinting. In: Glenn MB, Whyte J, editors. *The practical management of spasticity in children and adults*. Philadelphia: Lea & Febiger; 1990, p 149-66.
21. Lycra arm splints improve movement fluency in children with cerebral palsy Catherine Elliott a,b,c,* , Siobhan Reid a, Peter Hamer d, Jacqueline Alderson a, Bruce Elliott a. ASchool of Sport Science, Exercise and Health, The University of Western Australia, Perth, Australia . b Department of Paediatric Rehabilitation, Princess Margaret Hospital for Children, Perth, Australia . c School of Paediatrics and Child Health, The University of Western Australia, Perth, Australia . d School of Physiotherapy, The University of Notre Dame Australia, Perth, Australia .
22. Wallen MA, Mackay S. An evaluation of the soft splint in the acute management of elbow hypertonicity. *Occupational Therapy Journal of Research* 1995; 15(1):3–16.
23. Gracies JM, Fitzpatrick R,Wilson L,BurkeD,Gandevia S. Lycra garments designed for patients with upper limb spasticity: mechanical effects in normal subjects. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 1997; 78(10):1066–71.
24. CornK,ImmsC, TimewellG, CarterC, CollinsL, DubbeldS, SchubigerS, FroudeE. Impact of second skin lycra splinting on the quality of upper limb movement in children. *British Journal of Occupational Therapy* 2003; 66 (10):464–72.
25. Second-Skin. Second skin dynamic splinting. Perth, WA: S.S.P.Ltd., Editor; 2009.
26. Brownlee F,Eunson P, Jackson P, McLemanA, SzadurskiM, YoungV. Evaluation of lycra-based dynamic splinting in treatment of children with cerebral palsy. Tubigen, Germany: European Academy of Childhood Disability; 2000. **
27. NicholsonJH, MortonRE, AttfieldS, RenniemD. Assessment of upper-limb function and movement in children with cp wearing lycra garments. *Developmental Medicine and Child Neurology* 2001; 43:384–91.
28. Short-Term Effects of Dynamic Lycra Splints on Upper Limb in Hemiplegic Patients. Jean-Michel Gracies, MD, PhD, Jeno Emil Marosszeky, MBBS, Roger Renton, MBBS, Joseph Sandanam, MBBS, Simon C. Gandevia, MD, DSc, David Burke, MD, DSc.
29. Blair E, Ballantyne J, Horsman S, Chauvel P. A study of a in the management of children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 1995; 7:544- 54.
30. Efficacy of Lycra arm splints: An International classification of functioning disability and health approach. Catherine Elliot. *Occupational therapy*. University of Western Australia. 2005.
31. IECS. Inst. De efectividad Clínica y sanitaria. Uso de TB en práctica clínica. Informe N°8. Octb 2003.
32. Guía del tratamiento de la espasticidad con toxina botulínica. Guía practica clínica. SERMEF 2010.
33. Guía patrones de espasticidad. Servicio de rehab complejo hospitalario Universitario de santiago. Unidad de rehab neurológica y Daño cerebral. Hospital Universitario Vall d'Hebron. Barcelona.
34. Wikipedia "hemiparesia".
35. www.cirugiamanoinfantil.com
36. Dynamic movement orthosis Clinical Manual. Edt. 5. April 2013. DM Orthotics LT.

TRAUMATOLOGÍA

REUMATOLOGÍA

REHABILITACIÓN

MEDICINA DEPORTIVA

ORTOPEDIA



ORLIMAN®

Avanzando por tu bienestar

C/ Ausias March, 3 - Pol. Ind. La Pobla-L'Eliaana
Apdo. de correos 49 C.P.: 46185 La Pobla de Vallbona · Valencia - España (Spain)
Tel.: +34 96 272 57 04 - Fax: +34 96 275 87 00
E-mail: orto@orliman.com · Export mail: export@orliman.com

www.orliman.com



Escáneres 3D, ¿bajo coste o alta gama?

Itziar Tolosa Iparraguirre | Cristina Cartón López

UGLE (Urola Garaiko Lanbide Eskola). Coordinadora del CGS de Ortoprótisis y Productos de Apoyo.
Ingeniera Técnica Industrial Mecánica e Ingeniera Internacional y Europea en Soldadura (IWE, EWE) | Técnica Ortoprotésica y
Productos de Apoyo

Resumen | *Abstract*

El objetivo del presente artículo es definir el campo de aplicación de los escáneres 3D de bajo coste y alta gama en el sector de la ortopedia. Para ello, se estudian 3 escáneres de bajo coste (Sense [1], iSense [2] y Structure Sensor [3]) y 1 de alta gama (M4D [4]). Se definen los siguientes ensayos:

- . Influencia de la resolución de la cámara.
- . Influencia de la distancia de escaneado.
- . Influencia del grado de angulación de escaneado.
- . Influencia de la luz durante el escaneado.
- . Influencia del color a escanear.
- . Repetitividad en las geometrías escaneadas.

Se realiza una comparativa de los resultados en el software David Enterprise incl. SDK [5], obteniendo así los errores presentes en cada ensayo y entre los diferentes escáneres 3D a estudio. De esta manera, se define el error que tiene cada escáner y su campo de aplicación en la ortopedia técnica.

The aim of this article is to define low cost and high end 3D scanners scope in the field of orthopedics. To do this, 3 low cost scanners (Sense, iSense and Structure Sensor) and 1 high-end scanner (M4D) are studied. The following tests are defined:

- . *Influence of the camera resolution.*
- . *Influence of the scan distance.*
- . *Influence of the scanning angulation.*
- . *Influence of the light during scanning.*
- . *Influence of the color to scan.*
- . *Repeatability on scanned geometry.*

A comparison of the results is performed in David Enterprise software incl. SDK, obtaining the errors in each test and between different 3D scanners to study. Thus, the error of each scanner and its field of application in technical orthopedics are defined.

Palabras clave | *Key words*

Escáner 3D, bajo coste, alta gama, STL.

3D scan, low cost, high-end, STL.

Introducción

¿Qué es un escáner 3D?

El escáner 3D es una alternativa ideal a la toma de medidas corporales tradicionales de moldeado de yeso de la ortopedia técnica. Es un dispositivo que reúne información sobre la geometría de la superficie del paciente y ocasionalmente su color. La información obtenida se utiliza para construir un modelo digital tridimensional (STL) que posteriormente se rectifica en un software CAD de ortopedia para su posterior fresado CAM.

Clasificación de escáneres 3D

Existen dos tipos de escáneres 3D en función de si hay contacto o no con el cuerpo. Los escáneres de sin contacto se pueden clasificar a su vez en dos categorías principales: activos y pasivos. Los escáneres activos emiten algún tipo de señal (luminosa, ultrasónica o electromagnética) y un sensor analiza el retorno de dichas ondas y lo interpreta para crear el modelo tridimensional. Estos, se pueden dividir en tres grupos: corto alcance, largo alcance y tomografía. Los escáneres utilizados en ortopedia son de corto alcance, que a su vez se dividen en luz láser o estructurada:

- . Luz láser: Se examina el brillo del láser (visible o infrarrojo) en el objeto mediante una cámara fotográfica para determinar su posición. Dependiendo de lo lejano que esté el punto del objeto en el que brilla el láser, incidirá en diversos sitios del campo visual de la cámara. Esta tecnología se llama de triangulación porque el punto donde brilla el láser, el emisor láser y la cámara forman un triángulo. De este triángulo, conocemos el lado que

une la cámara con el emisor láser, el ángulo de la esquina del emisor láser y el ángulo de la esquina de la cámara se puede determinar examinando la localización del punto en el campo visual de la cámara. Así, con estos tres valores, se obtiene la forma y tamaño del triángulo formado y se determina la posición tridimensional de cada punto del objeto. La gran mayoría de estos escáneres no son peligrosos a la vista (láseres de clase I). El escáner Sense y iSense utilizan láser infrarrojo (clase I). Luz blanca estructurada: Utiliza la proyección de un patrón de luz (visible o infrarrojo) determinado en el objeto y analiza la deformación del patrón para obtener el modelo. El reflejo se captura con una cámara fotográfica y posteriormente mediante unos algoritmos se determina la posición de cada punto en el espacio 3D. El escáner Structure Sensor y M4D utilizan luz estructurada infrarroja y blanca (LED).

La principal ventaja de los escáneres 3D de luz estructurada es la velocidad de adquisición. En vez de buscar un punto, escanean múltiples puntos o todo el campo de visión a la vez, lo que elimina la distorsión relacionada con el movimiento.

Un sistema de escaneado 3D no es sólo un escáner 3D. Es la suma de un escáner 3D, del software y, en muchos casos, la formación necesaria para saber usarlo.

Fichero STL

Un fichero STL (siglas provenientes del inglés "STereo Lithography", "Standard Triangle Language" o "Standard Tessellation Language") es un formato de archivo informático de diseño CAD que surge del proceso de estereolitografía (proceso "Additive Manufacturing"/Impresión 3D). El fichero STL define la geometría de los objetos 3D mediante una malla de triángulos sobre la superficie, excluyendo información como color, texturas o propiedades físicas que sí incluyen otros formatos de CAD. Cada triángulo o faceta está constituido por los tres puntos de su vértice, más el vector que describe su dirección normal. La representación basada en triángulos aproxima la superficie al cuerpo del objeto sólido ideal del modelo CAD (Figura 1). La precisión obtenida variará en función del tamaño de los triángulos. A menor tamaño de triángulo, se consigue una mayor aproximación a la curvatura real.

Los ficheros STL pueden crearse a partir de dos clases de datos: nube de puntos (proveniente de un escáner 3D) o modelo CAD



Figura 1.- Modelo CAD, fichero STL y error generado en un STL respecto a modelos CAD.

(superficie o sólido). Las nubes de puntos producidas por los escáneres 3D pueden ser utilizadas directamente, pero en la mayoría de las aplicaciones se utilizan modelos de malla poligonal, modelos de superficies NURBS, o modelos CAD (sólidos). Todos los software de ortopedia utilizan modelos de malla poligonal, ya que son útiles para la visualización o para aplicaciones de CAM. Existen dos formatos de fichero STL, los de texto -ASCII STL- y

los binarios -Binary STL-. Los dos contienen la misma información pero el ASCII puede ser leído (y editado) con un simple editor de texto y el binario debe ser escrito byte a byte por software. El fichero binario es el más compacto, más liviano y rápido de procesar. Por lo tanto, el más usado en la mayoría de los casos. Ambos ficheros STL pueden tener problemas durante la reconstrucción de los triángulos. Actualmente, existen aplicaciones gratuitas que reparan automáticamente estos ficheros (Netfabb, MeshMixer...).

Metodología

Con el objetivo de definir el campo de aplicación de los escáneres 3D disponibles para ortopedia, de bajo coste y alta gama, se definen unos ensayos para analizar la eficacia de cada uno de ellos. Los escáneres 3D que se analizan son 3 escáneres de bajo coste (Sense, iSense y Structure Sensor) y 1 de alta gama (M4D). Los ensayos a realizar son los siguientes:

Influencia de la resolución de la cámara

La precisión de la imagen escaneada dependerá de la resolución de la cámara del escáner 3D. Cuanto mejor sea la resolución, mayor precisión y más realista será el modelo 3D.

Las imágenes por segundo, también conocido como tasa de refrescamiento o fps (frames per second o cuadros por segundo), es la velocidad (tasa) a la cual un escáner muestra las imágenes llamadas cuadros o fotogramas (patrón). A mayor cantidad de imágenes por segundo, mayor cantidad de información leída por la cámara y mejora el movimiento continuo de escaneado. Cuanto más complicado sea el patrón emitido, la cámara del escáner leerá más puntos para analizar la deformación de la imagen obtenida. Por lo tanto, el fichero tendrá más triángulos y vértices. A menor tamaño de triángulo (mayor cantidad de puntos leídos), se consigue una mayor aproximación a la curvatura real, aumentando así el peso del fichero y la precisión de la imagen digitalizada.

Dependiendo del escáner 3D empleado, existirán diferentes opciones de reconstrucción, tratamiento y visualización del fichero STL en el software antes de su exportación. Pocos software permiten el control del tamaño de los triángulos.

En este ensayo se estudia el escaneado de una superficie plana (rectángulo marcado de tamaño A4 en una pizarra).

Influencia de la distancia de escaneado

El aumento de la distancia de escaneado afecta en la suma de error. Por ello, se plantea el escaneado de una superficie plana (rectángulo marcado de tamaño A4 en una pizarra) a cada

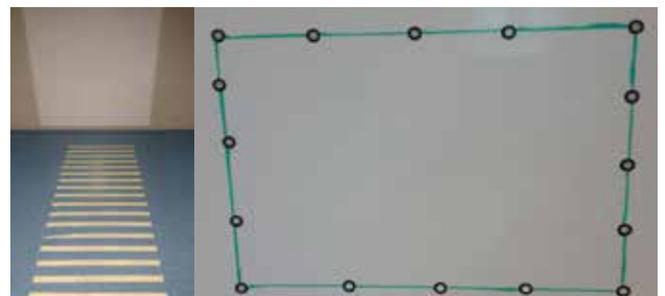


Figura 2.- Ensayo de influencia de la distancia de escaneado.

10 cm dentro del campo de escaneado recomendado para cada escáner por el fabricante (Figura 2). El escáner se coloca perpendicular a la superficie a escanear. Se utiliza luz artificial durante el escaneado.

Influencia del grado de angulación de escaneado

Se pretende demostrar que se debe de escanear perpendicular a la superficie, bien horizontal y verticalmente; en caso contrario, según aumenta el ángulo de escaneado aumenta el error. Por ello, igual que en el caso anterior, se plantea el escaneado de una superficie plana (rectángulo marcado de tamaño A4 en una pizarra) cada 15°, desde 0° hasta 75° (Figura 3). El escáner se coloca perpendicular a la superficie a escanear. La distancia de escaneado empleada, será el resultado del ensayo anterior. Se utiliza luz artificial durante el escaneado.

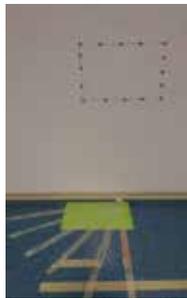


Figura 3.- Ensayo de influencia del grado de angulación de escaneado.

Influencia de la luz

Se pretende demostrar que la luz del espacio donde se escanea afecta en los resultados obtenidos. Algunos escáneres, son sensibles al cambio de luz. Para ello, se estudian los escaneados de un tronco fresado (elemento estático con el fin de evitar movimiento del paciente) con luz natural (ambiente), luz artificial y en un despacho con luz natural que entra de una ventana (sin luz artificial). La distancia y el ángulo de escaneado son los resultantes de los ensayos anteriores.

Influencia del color

Los escáneres 3D que se estudian, son de luz blanca estructurada y luz láser infrarrojo (clase I).

La luz ambiente puede influir en la lectura del escáner si la luz para la que está preparado es del mismo color. El color del objeto también influye en el escaneado. Un haz láser proyectado sobre una superficie roja apenas se verá. Lo mismo ocurre con un escáner de luz azul sobre una superficie azul. Un escáner de luz blanca, al tener un espectro más amplio, se ve menos afectado por esto, pero aun así tendrá dificultades con un objeto completamente negro.

Por lo mencionado, se pretende demostrar que algunos escáneres 3D tienen dificultades para escanear colores oscuros, superficies reflectantes (brillantes y metálicos) y transparentes. Para ello, se pintan dos maderas y 3 cilindros de aluminio con diferentes colores: negro, gris, verde oscuro, azul, granate y blanco. El cuarto cilindro de aluminio (metálico) se deja sin pintar para usarlo como superficie reflectante. Los cilindros se colocan sobre la madera (Figura 4) para el escaneado. Para demostrar que no leen superficies transparentes (vidrio) se escanea un vaso.

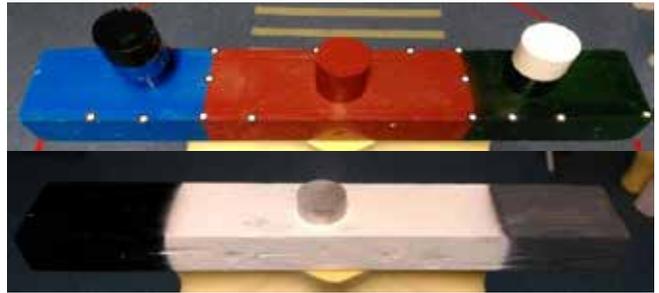


Figura 4.- Superficies de madera y metálicas pintadas.

El hecho de que no escanee superficies oscuras, puede ser una ventaja para poder usar guantes negros durante el escaneado para ejercer presión en zonas específicas. Por otra parte, que no lea superficies transparentes permite escanear a través de ellos, garantizando una posición de escaneado concreta.

Repetitividad en los escaneados

Se pretende demostrar que la toma de medidas no es repetitiva, ya que afectan otros factores que difícilmente se pueden controlar. Entre ellos, distancia, ángulo, luz, velocidad de desplazamiento, pulso... durante el escaneado.

En el ensayo se escanea 10 veces un tronco fresado con luz artificial (Figura 5), intentando mantener la distancia y el ángulo óptimos obtenidos en los ensayos previos. En este ensayo, el pulso y la velocidad de desplazamiento durante el escaneado siguen siendo variables que no se consiguen controlar.



Figura 5.- Tronco fresado para influencia de la luz y la repetitividad.

Tras la recogida de datos en los ensayos, se utiliza el software David Enterprise incl. SDK para realizar la comparativa entre mallas y la medición por puntos. Para ello, se importan dos ficheros escaneados a comparar en el software y se realiza una alineación automática por contacto de pares. Se definen el objeto de referencia, objeto de prueba y la tolerancia de visualización del error (Figura 6, ej.: 1mm) donde visualiza el STL por colores: verde 0mm, amarillo 0,5mm, rojo 1mm, azul claro -0.5 y azul oscuro -1mm, fucsia superior a 1 y -1mm (valores aproximados). El software permite la medición por puntos y distancias, obteniendo así, el error correspondiente a cada ensayo y entre los diferentes escáneres 3D a estudio.

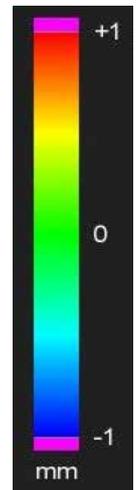


Figura 6.- Escala de colores para mostrar la tolerancia de error en David Enterprise incl. SDK.

Resultados

A continuación, se exponen los resultados de cada ensayo realizado.

Influencia de la resolución de la cámara

Según especificaciones técnicas del fabricante, el escáner Sense y iSense tienen una resolución de 0,9 mm. a una distancia de 50cm, con una resolución de cámara de 640 (ancho) x 480 (alto). El escáner Structure Sensor tiene una resolución de 0,5mm a 40cm, con una cámara de 640 (ancho) x 480 (alto). El escáner M4D tiene una resolución de 1mm.

La precisión del escáner Sense y iSense es de 1mm, en el escáner Structure Sensor es 1% de la distancia medida (ej. A 40cm +/-4mm) y el M4D hasta 0,5mm.

El escáner Sense, iSense y Structure Sensor realizan 30 capturas por segundo, mientras que el M4D 550000fps. Por lo que a mayor cantidad de imágenes por segundo, el movimiento será más continuo y el escáner no se perderá al desplazarse alrededor del paciente.

Cuanto más fino y complejo sea el patrón proyectado, el escáner es capaz de escanear objetos más pequeños con mejor precisión. El escáner M4D tiene un patrón pequeño y fino (Figura 7).



Figura 7.- Patrón emitido por el M4D.

Por lo tanto, a mejor cámara y patrón fino/complejo, el escáner leerá más puntos. Con el aumento de puntos, aumenta la cantidad de triángulos y el peso del fichero STL. Se muestran los escaneados en una superficie plana (Tabla 1).

	Nº triángulos	Nº vértices	Peso STL
SENSE	3869	2495	366
ISENSE	9023	5881	862
STRUCTURE	3818	2461	361
M4D	12655	8281	1214

Tabla 1.- Número de triángulos, vértices y peso STL.

Si se analizan las superficies malladas, se ve la diferencia de tamaño de los triángulos (Figura 8).

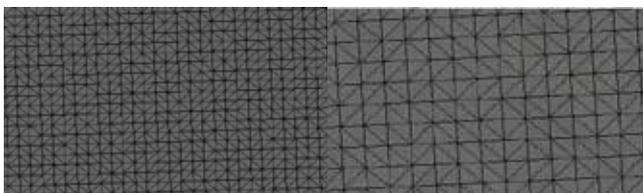


Figura 8.- Ejemplo alta gama (M4D) y baja gama (Sense).

Influencia de la distancia de escaneado

El escáner Sense escanea desde 35cm hasta 1.6m, iSense de 40cm a 3.5m, Structure Sensor de 40cm a 2m y M4D de 30 a 50cm.

En todos los casos, se compara la distancia mínima de escaneado con el resto de las distancias (ej. Sense: 0.35-0.4m, 0.35-0.5m, 0.35-0.6m...). Por cada comparativa, se miden la distancia máxima positiva y negativa del plano (valle y pico). Obteniendo así, entre la resta de estos valores el máximo error existente entre los dos planos. En el siguiente gráfico se muestran los resultados (Gráfico 1):

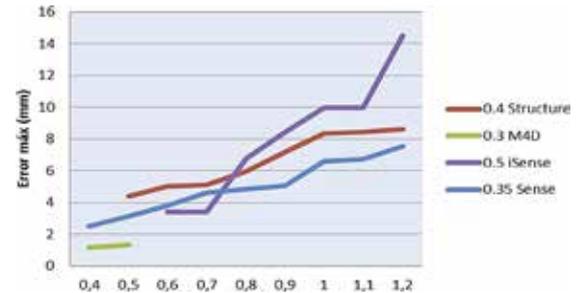


Gráfico 1.- Influencia de la distancia en la suma de error.

Influencia del grado de angulación de escaneado

Se estudia la angulación horizontal y vertical en el escaneado. La distancia a la que se realizan los escaneados es a 40cm, salvo iSense a 50cm (mínimo que escanea). Cabe señalar, que debido a la angulación provocada en el ensayo existe una distorsión divergente en la imagen escaneada según aumenta el ángulo (Figura 9).

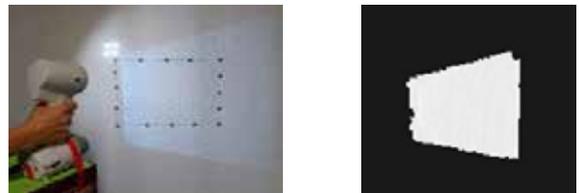


Figura 9.- Escaneado divergente.

Todos los escáneres escanean entre 0°-30° horizontalmente. Los escáneres 3D Structure y Sense escanean entre 0°-75°, iSense entre 0°-60° y M4D entre 0°-45° verticalmente.

Igual que en el ensayo anterior, se comparan los escaneados con el de menor ángulo (ej. 0°-15°, 0°-30°, 0°-45°, 0°-60°...) en el software David Enterprise incl. SDK. Por cada comparativa, se miden la distancia máxima positiva y negativa. Obteniendo así, entre la resta de estos valores el máximo error existente entre los dos planos. En el siguiente gráfico se muestran los resultados (Gráfico 2):

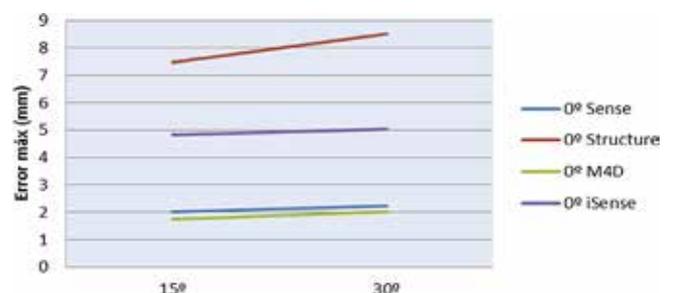


Gráfico 2.- Influencia del ángulo horizontal en la suma de error.

En el siguiente gráfico se muestran los resultados (Gráfico 3):

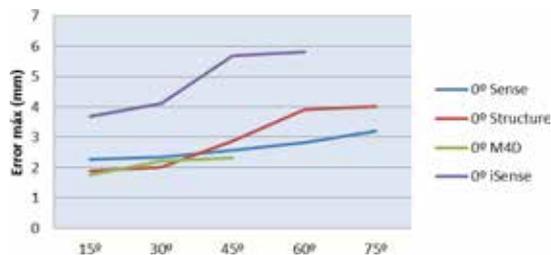


Gráfico 3.- Influencia del ángulo vertical en la suma de error.

Influencia de la luz durante el escaneo

Se realizan escaneos del tronco fresado con luz artificial, luz natural (ambiente) y en un despacho sin luz artificial con luz natural que entra de la ventana. El escáner M4D no escanea con luz natural (ambiente).

En la siguiente tabla se muestran los valores máximos (positivos y negativos) medidos en mm (Tabla 2 y Figura 10):

ENSAYOS	SENSE		iSENS E		STRUCTUR E		M4D	
	Max P	Max N	MaxP	Max N	MaxP	MaxN	Max P	Max N
Luz artificial/natural	3,06	-1,89	3,806	2,775	3,093	-26,6		
Luz artificial/sin artificial	2,40	-2,74	3,681	2,622	2,376	-4,62	0,67	-0,36
Luz natural/sin artificial	5,78	-2,86	9,511	3,955	18,93	-2,72		

Tabla 2.- Resultados de la influencia de la luz en mm.

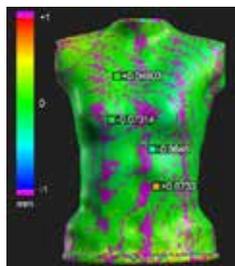


Figura 10.- Comparativa de escaneos de luz artificial / sin luz artificial M4D.

Influencia del color a escanear

Se escanean la madera pintada, los cilindros de aluminio pintados y sin pintar con los 4 escáneres (Figura 11, 12, 13):



Figura 11.- Escaneo con Sense y iSense.



Figura 12.- Escaneo con Structure.



Figura 13.- Escaneo con M4D.

Los escáneres Sense, iSense y Structure escanean en todos los colores. El iSense y Structure deforman mucho más la geometría escaneada. El escáner M4D no lee el color negro, ni blanco sobre superficie metálica y verde oscuro a medias. Este escáner mantiene las geometrías escaneadas.

Ninguno de los escáneres escanea superficies transparentes.

Repetitividad de los escaneos

Se escanea 10 veces un tronco fresado en un despacho con luz artificial, a una distancia de 40cm, salvo en el caso de iSense a 50cm (mínimo que escanea). En todos los escaneos, el ángulo de escaneo se ha mantenido a 0°/perpendicular a la superficie de escaneo. Las variables que no se pueden controlar son la velocidad de escaneo y el pulso.

Igual que en el resto de los ensayos, se comparan los escaneos entre sí (1-2, 1-3, 1-4...). Las mediciones, se realizan en los mismos puntos en todos los escaneos (xifoides, cintura y crestas ilíacas).

En la siguiente tabla se muestran los resultados (Tabla 3 y Figura 14):

M4D	Xifoides	Cintura	Crestas ilíacas 1	Crestas ilíacas 2
Escaneo 1-2	0,5156	0,4528	-0,4087	0,3597
Escaneo 1-3	0,4892	0,1449	-0,2585	0,3028
Escaneo 1-4	0,6181	0,5469	0,2838	0,6587
Escaneo 1-5	0,5719	-0,3832	-0,3206	0,3141
Escaneo 1-6	0,4535	0,3091	0,1312	0,3145
Escaneo 1-7	0,555	0,3181	-0,1788	0,368
Escaneo 1-8	0,07821	-0,487	-0,2909	-0,4509
Escaneo 1-9	0,5071	-0,1858	0,03978	-0,3905
Escaneo 1-10	0,541	0,05144	-0,4528	0,1206

Tabla 3.- Medidas en mm de Xifoides, cintura, crestas ilíacas 1 y 2.

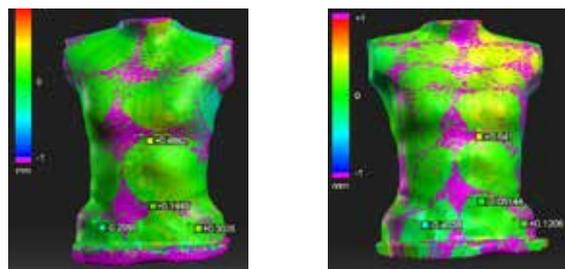


Figura 14.- Comparativa de diferentes escaneos sobre el mismo molde. Escáner M4D.

Tras los ensayos realizados, a modo de resumen:

1. El escáner M4D tiene las mejores especificaciones técnicas. Tiene una resolución de 1mm. Debido a que la precisión está en función de la resolución de la cámara, ofrece una precisión de hasta 0,5mm. Garantiza el mejor movimiento continuo de escaneo ya que tiene 550000fps. Proyecta un patrón más fino y complejo por lo que puede escanear objetos más pequeños con mejor precisión. Mide mayor cantidad de puntos en la superficie del modelo, por lo que los ficheros tienen más triángulos, vértices y peso.
2. En todos los escáneres, según aumenta la distancia de escaneo, disminuye la precisión del mismo aumentando el error. Los errores mínimos obtenidos a la mínima distancia de escaneo de una superficie plana son 1,1415mm a 30cm

en el M4D, 2,516mm a 40cm en el Sense, 3.407mm a 50cm en el iSense y 4,403mm a 40cm en el Structure Sensor. Los escáneres de bajo coste (Sense, iSense y Structure Sensor) tienen un rango de escaneado mayor que los de gama alta (M4D). El mejor escáner es el M4D.

3. En todos los escáneres, según aumenta el ángulo de escaneado, disminuye la precisión del mismo aumentando el error. En horizontal escanean de 0° a 30°. En vertical escanean de 0° a 75° máximo. Los errores mínimos obtenidos en la angulación horizontal a 40cm son: 2,02mm con Sense, 7,474mm con Structure, 1,74mm con M4D. A 50cm con iSense 4,813mm. Los errores mínimos obtenidos en la angulación vertical a 40cm son: 2,267mm con Sense, 1.8798mm con Structure, 1,75mm con M4D. A 50cm con iSense 3,694mm. El mejor escáner es el M4D.
4. En todos los escáneres afecta la luz empleada durante el escaneado. La luz artificial es la que mejores resultados ofrece. Es importante que la luz sea homogénea alrededor del paciente. El escáner M4D no escanea con luz natural (ambiente).
5. Los escáneres Sense, iSense y Structure Sensor escanean en todos los colores. El escáner M4D no lee colores oscuros (negro y verde oscuro) y blanco sobre superficie reflectante. Ningún escáner lee superficies transparentes.
6. Controlando las variables de distancia y ángulo de escaneado (siendo variables la velocidad de desplazamiento y el pulso) en un ambiente con luz artificial se observa que los escaneados no son repetitivos. El promedio de los errores medidos para el escáner M4D ronda los 0.3570mm, iSense 0.9235mm, Sense 1.119mm y Structure Sensor 1.3829mm. El mejor escáner es el M4D.

Conclusiones

Tras el análisis de los resultados, se pueden obtener las siguientes conclusiones:

- Escáner Sense: Necesidad de paciencia para su uso hasta adquirir habilidad. Se pierde con facilidad si se desplaza rápido. Difícil de reanudar el escaneo, salvo con experiencia. No tolera bien los movimientos del paciente. Adecuado para escaneado estático. Cable de conexión bastante corto. El propio software de escaneado permite limpiar el fichero y exporta en STL. Se puede realizar una calibración inicial del escáner de baja, media o alta resolución. Recomendado para escaneado de modelos de medio/gran tamaño. Aceptable en relación precisión/precio.
- Escáner iSense: Necesidad de un Ipad o Iphone para su uso. De muy fácil manejo, pero se tiende a escanear de más atrás. No se pierde. Tolerancia bien los movimientos del paciente, pero tiene un error considerable. Utiliza el mismo software que el Sense para el escaneado, permitiendo las mismas opciones. Muy parecido en uso al Structure, pero con mejor software. Recomendado para modelos grandes de poca precisión.
- Escáner Structure: Necesidad de un Ipad o Iphone para su uso. De muy fácil manejo, pero se tiende a escanear de más atrás. No se pierde. Tolerancia bien los movimientos del paciente, pero tiene un error considerable. Escaneado integrado en Captevia y

Rodin4D. También dispone de su propio software que exporta en OBJ y en metros (necesario cambiar de formato a STL para su uso en ortopedia y unidades a milímetros, por ejemplo con MeshMixer). No permite limpiar el fichero escaneado, por lo que es necesario usar un software de malla poligonal (por ejemplo MeshMixer). No se puede calibrar. Recomendado para modelos grandes de poca precisión.

- Escáner M4D: escáner de fácil manejo que emite un patrón de luz a la hora de escanear. Se pueden utilizar pegatinas reflectantes en zonas de geometría compleja para poder arrancar si se pierde durante el escaneado. Es fácil reanudar el escaneado. Permite movimiento del paciente. Se puede realizar una calibración fidedigna gracias al patrón de calibración que viene en el maletín. Escáner de precisión. Exporta en extensión Rodin4D y med (STL). Este escáner, es el mismo que distribuye TechMed 3D como Body Scan y Willow Wood como Omega.

Tras analizar los resultados obtenidos y siguiendo los protocolos llevados a cabo en este estudio, se recomiendan los siguientes campos de aplicación de estos escáneres:

- Sense: Mayoría de las aplicaciones de ortésica y protésica (excepción cascos). Imprescindible que el técnico cumpla los requisitos expuestos en este artículo. En caso contrario, existe un aumento de error no aceptable para estas aplicaciones.
- iSense: Asientos.
- Structure: Asientos.
- M4D: Todas las aplicaciones.

Agradecimientos

Este estudio se desarrolla dentro del proyecto "Tecnologías de Ingeniería Inversa, Diseño, Fabricación y Verificación de Piezas Industriales Unitarias y Productos Sanitarios Personalizados - OneOffs". Subvencionado en la convocatoria de "Proyectos de Centro de Innovación y Emprendizaje" del Departamento de Educación, Política Lingüística y Cultura de la Viceconsejería de Formación Profesional, Dirección de Formación y Aprendizaje del Gobierno Vasco.

Parte de este estudio ha sido gracias a Servando Pérez de Ortoiberica y Alejandro Babin de Prim.

Bibliografía

- [1] <http://www.3dsystems.com/shop/sense>
- [2] <http://www.3dsystems.com/shop/isense/techspecs>
- [3] <http://structure.io/>
- [4] <http://www.creaform3d.com/es/soluciones-de-atencion-medica>
- [5] <http://www.david-3d.com/es/products/david-sdk>

¡Última tendencia en Estiramiento Muscular!



**FASCITIS Y
FATIGA MUSCULAR**



INDICADO PARA:
DEPORTISTAS con **FASCITIS, TENDINOPATÍAS DE AQUILES, SOBRECARGA EN GEMELOS Y SÓLEO.** Previene la aparición de calambres musculares en las piernas.



FASCITIS



INDICADO PARA:
FASCITIS, TENDINOPATÍAS DE AQUILES, SEVER, DOLOR DE TALÓN y JUANETE INCIPIENTE. Utilizar en reposo. Por su comodidad y ligereza es ideal para utilizar durante la noche.



PIE PLANO



INDICADO PARA:
Pie plano, complementa el tratamiento de día para una más rápida mejora. **Juanete Incipiente del adolescente.**

“No vale cualquier tipo de estiramiento, la posición correcta del pie mejorará la eficacia del tratamiento y evitará molestias innecesarias”

Las tiras de sujeción y la plantilla consiguen un efecto de inmovilización clave y estiramiento adecuado para conseguir la efectividad deseada sin provocar otras molestias adicionales. Estos son los dos elementos que aseguran la eficacia del producto.

¡Los profesionales de la medicina deportiva recomiendan su uso!





ORTESIS TÉCNICAS

Experiencia en ortopedia, rehabilitación y medicina deportiva

Trabajamos de la mano de los mejores especialistas para proporcionar productos eficaces, que desarrollados con hilaturas y maquinaria de última generación, aportan el mayor confort y estabilización al usuario.

 **TEYDER**[®]

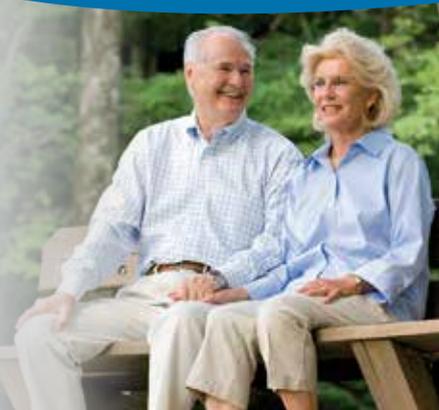
EXPERTOS EN
PRODUCTOS DE SALUD



AYUDAS TÉCNICAS

Una mayor independencia es posible

En Teyder comercializamos una amplia gama de Ayudas Técnicas para mejorar la calidad de vida de los usuarios y permitir que vivan de forma más independiente.



 **TEYDER**[®]

Tibidabo 44-52 - 08930 St. Adrià de Besòs (Barcelona) - Tel. 93 381 90 11 - Fax: 93 381 97 03 - E-mail: teyder@teyder.com - www.teyder.com



Invacare, proveedor de referencia en equipamiento para personas con movilidad reducida.



Consulta nuestro catálogo y las novedades sobre nuestros productos en www.invacare.es



Visita nuestro canal YouTube Invacare España capturando el código QR y descubre videos de nuestros productos.

Trusted Solutions,
Passionate People


Yes, you can.[®]

Tratamiento ortoprotésico en las aplasias de peroné tipo II

David Llobera Rabella | Clara Gómez Puig
Centro Ortopédico Tecnológico

Resumen | Abstract

La aplasia de peroné se caracteriza por la deficiencia longitudinal del peroné que puede variar desde la ausencia total del peroné (tipo II), acortamiento, o por lo general restos del peroné en extremo proximal (tipo I). Aproximadamente el 80% de los pacientes tienen afectación unilateral con mayor prevalencia en el lado derecho [1,2]. Se trata de una malformación de origen idiopático, aunque han surgido diversas teorías, a pesar de las cuales no se han llegado a evidenciar [2].

La aplasia de peroné se caracteriza por un amplio espectro de anomalías asociadas que dificultan el desarrollo psicomotriz del niño y limitan su autonomía. La alteración más restrictiva que nos vamos a encontrar será la dismetría entre ambas extremidades inferiores, principal aspecto limitador de la funcionalidad de la extremidad [2].

El tratamiento protésico es la primera herramienta de la que nos valemos para proporcionar un desarrollo psicomotriz adecuado durante los primeros años de vida del paciente, ya que mediante la fabricación de una ortoprotésis corregiremos las alteraciones morfológicas características de la malformación, así como facilitaremos la adquisición de los hitos motrices correspondientes a la edad del niño, como son el inicio de la bipedestación y deambulación.

Este tratamiento se irá adaptando al crecimiento del niño y a las intervenciones quirúrgicas a las que se pueda ver sometido el paciente.

Fibular aplasia is characterized by longitudinal fibular deficiency which can vary from the complete absence of the fibula (type II), shortening, or the most common, rests of fibula in the proximal end (type I). Approximately 80% of patients with fibular aplasia have unilateral affectation with more prevalence on the right side. This is a malformation of idiopathic origin, although there have been various theories, none of them has come to demonstrated. Fibular aplasia is characterized by a broad spectrum of associated anomalies that hinder the psychomotor development of children and limit their autonomy. The most limiting alteration that we will

find will be the lack of symmetry between both lower extremities, what most limits aspect regarding the functionality of the limb. The prosthetic treatment is the first tool that we use to provide adequate psychomotor development during the first years of life of the patient, since by an orthoprosthesis we will correct the characteristic morphological alterations of the malformation and facilitate the acquisition of the motor milestones related to the patient age such as the beginning of standing and walking. This treatment will be adapted to the child's growth and to the surgical interventions performed to the patient.

Palabras clave | Key words

Aplasia de peroné, malformación congénita, ortoprotésis, prótesis, amputación.

Fibular aplasia, congenital malformation, orthoprosthesis, prostheses, amputation.

Introducción

La aplasia de peroné tipo II es una alteración congénita caracterizada por la deficiencia estructural longitudinal. Puede ser diagnosticada como una alteración aislada sin componente hereditario o como parte de un síndrome.

La aplasia de peroné es una de las deficiencias óseas longitudinales congénitas más comunes huesos largos. Existe una prevalencia mayor en el sexo femenino con una proporción de 2:1 con mayor incidencia en el lado derecho [3,4].

La mayoría de los casos son esporádicos. No siguen un patrón hereditario. Algunos factores que pueden estar implicados en el desarrollo de una malformación son: principios de compromiso de suministro de sangre o teratógenos [1,3].

De manera experimental, las lesiones teratógenas tales como radiaciones, inoculación de insulina, trastornos dietéticos han producido falta congénita del peroné. Se piensa también que el factor etiológico podría actuar entre la sexta o séptima semana [4].

Alteraciones asociadas a la aplasia de peroné tipo II

La aplasia de peroné se caracteriza por un amplio espectro de anomalías asociadas, tales como la disimetría entre ambas extremidades inferiores, laxitud ligamentosa, genu valgo, deformidades angulares de la tibia superiores a 30°, acortamiento de la misma, agenesia de los radios laterales del tarso y pie equinovalgus, deficiencia del crecimiento, ausencia de peroneos laterales o incluso en ocasiones se presentan acortados pudiéndose adherir a la cara lateral del tubérculo calcáneo [1,3,4].

En sustitución del peroné, hay la presencia de una banda fibrosa que va desde el margen lateral de la porción superior de la tibia a la cara posteroexterna del calcáneo [4].



Aplasia de peroné tipo II.

Como hemos mencionado anteriormente, la aplasia de peroné se caracteriza principalmente por una disimetría de la extremidad afecta, cuyo principal objetivo del tratamiento es restaurar la función y lograr la autonomía del paciente mediante la prolongación de la extremidad efectuando un tratamiento invasivo y/o conservador, así como subsanar las alteraciones morfológicas que caracterizan la malformación congénita [3].

El tratamiento de este tipo de malformaciones congénitas ha evolucionado considerablemente.

Antiguamente, la única intervención que se realizaba en estos casos, era la realización de un tratamiento conservador a través de la confección de un alza unida a una bota ortopédica confeccionada a medida, que limitaba significativamente la funcionalidad de la extremidad del paciente.

En la actualidad existen dos vertientes o tipos de tratamientos, para equiparar la longitud entre ambas extremidades, uno de ellos, únicamente quirúrgico, a través de alargamientos de tibia con fijadores externos junto con la reconstrucción del tobillo y en segundo lugar, la transformación del pie equinovalgus en un pie plantígrado con el fin de salvar la extremidad [3].

Este tipo de intervenciones realizadas en aplasias de peroné tipo II no han dado resultados favorables, dado que la extremidad sufre un retraso en la osificación lo que significa que a medida que el niño va creciendo, aumenta gradualmente la disimetría; por ello nunca llega a tener buena funcionalidad y debe someterse a repetidas intervenciones a lo largo de la infancia [4].

El tratamiento que ofrece mayor funcionalidad y calidad de vida al paciente es la combinación del tratamiento ortoprotésico y quirúrgico, mediante la amputación del pie de la extremidad afecta. La combinación de estos dos tratamientos permite dar funcionalidad y autonomía al paciente desde los primeros meses de vida, sin tener que someterse a repetidas intervenciones quirúrgicas y las consiguientes recuperaciones.

Por otro lado, cabe destacar que las deformidades dejan de tener capacidad de corrección entre el segundo y tercer año de vida, por lo que el tratamiento ortoprotésico favorece dicha corrección, atribuyendo la función de ortosis correctora a la ortoprotésis y proporcionando mayor estabilidad ligamentosa [4].



Ortoprotésis realizada en silicona.



Amputación.

Metodología y materiales

Una vez se diagnostica al paciente de aplasia de peroné, iniciamos el tratamiento ortoprotésico a la mayor brevedad posible con el siguiente objetivo: la necesidad de que el niño integre en su esquema corporal la simetría entre ambas extremidades, lo que facilitará el desarrollo psicomotriz del niño respetando los tiempos de maduración y adquisición de nuevos hitos.

Realizaremos las ortoprotésis tibiales a medida del paciente, con apoyo rotuliano, como hemos mencionado anteriormente antes del primer año de vida. Este tipo de ortoprotésis se irá renovando a lo largo de su infancia, en función del crecimiento y adaptando los materiales en función de las necesidades de cada usuario. En el momento en que el traumatólogo puede realizar una amputación del pie de la extremidad afecta, el técnico ortoprotésico podrá realizar prótesis tibiales con apoyo distal. Esta modificación tiene una serie de ventajas respecto a la ortoprotésis; se produce una mejora de la estabilidad, mayor confort durante la deambulación y eliminamos las alteraciones provocadas por el apoyo único en tendón rotuliano como son las bursitis, tendinitis, rozaduras, etc.



Prótesis tibial.

Características de la ortoprótesis

La ortoprótesis se compone de un encaje interno y estructura exoesquelética a medida y un pie protésico.

Para la fabricación de la ortoprótesis, se aprovecha la posición en equino del pie para introducir la extremidad dentro del encaje con apoyo en tendón rotuliano, confeccionado en material "soft" como la silicona.

La estructura exoesquelética laminada en resina o materiales más ligeros como la fibra de carbono, suele ir recubierta de silicona durante los primeros años, así como el pie, fabricado íntegramente de silicona, con el fin de dar mayor confort al niño. Otro de los motivos por los cuales se realiza el pie en silicona es debido a la ausencia de pies estándar en el mercado (la longitud mínima es de 14 cm, pie tipo Sach).

La sujeción de la misma se realiza aprovechando la convexidad del calcáneo, que en ocasiones se debe dejar una abertura en la zona para facilitar la colocación de la misma.



Ortoprótesis, abertura posterior.

Una de las consideraciones que debemos tener en cuenta cuando realizamos la ortoprótesis, es la corrección de las alteraciones morfológicas que presenta la extremidad, así como la angulación de la tibia, la desviación de la rodilla en valgo, y proporcionar estabilidad ligamentosa, de este modo evitaremos otras alteraciones asociadas a una marcha en valgo.

Este tipo de ortoprótesis se irá renovando a medida que el niño va creciendo, hasta el momento de la amputación, según criterios del traumatólogo.

Características de la prótesis tibial

Una vez intervenido quirúrgicamente, se procederá únicamente a la fabricación de la prótesis tibial con apoyo distal, asimismo favorecerá la estabilidad y armonía de la marcha, a su vez eliminaremos los problemas que puedan surgir del apoyo único en tendón rotuliano, como las bursitis, tendinitis, rozaduras, etc. Otra de las ventajas que nos ofrece la amputación a nivel protésico es el aumento de disimetría, al carecer del pie equino, en este caso, favorece significativamente al paciente, puesto que tenemos más opciones protésicas. El anclaje se puede realizar con liner de silicona y pin distal o mediante sujeción por vacío. Asimismo, podremos optar a diferentes modelos de pie protésico, desde el básico hasta un pie de fibra de carbono.



Pie de silicona.

Conclusiones

Si realizamos una comparativa entre ambos tratamientos, alargamiento de la extremidad afecta versus amputación y protetización,

llegamos a la conclusión que el tratamiento que ofrece mayor funcionalidad y calidad de vida al paciente es la amputación de la extremidad afecta.

Tenemos que tener en cuenta aspectos muy importantes en la vida de un niño, el paciente no se someterá a repetidas intervenciones quirúrgicas con recuperaciones largas y costosas durante su infancia y adolescencia que repercuten tanto física como emocionalmente, y siempre teniendo en cuenta que el miembro alargado sigue presentando problemas ligamentosos, falta de tono muscular, alteraciones morfológicas que requerirán de una ortesis estabilizadora de por vida.

Cabe destacar que la amputación tiene una recuperación generalmente muy rápida, facilita autonomía del paciente puesto que el apoyo en astrágalo es cómodo y estable, con lo que ofrece mayor calidad en la deambulación y reduce o elimina las algias, escaras, alteraciones morfológicas producidas por la ortoprótesis. Por lo que el tratamiento protésico proporciona una buena funcionalidad, autonomía y calidad de vida al paciente.

Bibliografía

- [1] Bedoya MA, Chauvin NA, Jaramillo D, Davidson R, Horn BD, Ho-Fung V. Common Patterns of Congenital Lower Extremity Shortening: Diagnosis, Classification, and Follow-up. Radiographics 2015 Jul-Aug;35(4):1191-1207.
- [2] Catagni MA, Radwan M, Lovisetti L, Guerreschi F, Elmoghazy NA. Limb lengthening and deformity correction by the Ilizarov technique in type III fibular hemimelia: an alternative to amputation. Clin Orthop Relat Res 2011 Apr;469(4):1175-1180.
- [3] FERNANDEZ PALAZZI éF, DE SEDA C, PALACIOS D, GONZALEZ C. Alargamiento en agenesia de tibia y peron. 1992;VOLUMEN 27; N° 161 SEPTIEMBRE-OCTUBRE, 1992(Rev Esp Cir Osteoart 1992; 27: 253-261).
- [4] Hamdy RC, Makhdom AM, Saran N, Birch J. Congenital fibular deficiency. J Am Acad Orthop Surg 2014 Apr;22 (4):246-255.
- [5] Unprasert P, Kaewpornsawan K, Chotigavanichaya C, Eamsobhana P. Management of fibular hemimelia using the Ilizarov method at Siriraj Hospital in Thailand. J Med Assoc Thai 2014 Sep;97 Suppl 9:S44-9.
- [6] Zambudio Periago R. Prótesis, Ortesis y Ayudas técnicas. 2009.



gmobility
Expertos en movilidad

Su distribuidor
de scooters, andadores
camas y ayudas técnicas.



Referentes en
productos de calidad
atención personalizada
repuestos y servicio técnico.



medi

medi en el deporte



Vendajes E+motion



Calcetines de deporte CEP



Plantillas ortopédicas



E+motion®

inspired by
cep
the intelligent sportswear



La red nº **1** de ortopedias

juntos por el desarrollo



- **200** ortopedias asociadas.
- **100** proveedores seleccionados.
- **Central de compras** europea: mejores precios negociados.
- **Desarrollo** empresarial:
 - apoyo **marketing**
 - asesoramiento **comercial**
 - **formaciones** exclusivas...

Contacta con nosotros:

Este de España : Edith Tort
622 542 988 • e-tort@ibermed.es

Oeste de España : Nadège Pergher
652 576 187 • n-pergher@ibermed.es

www.ibermed-ortopedias.es

CALZAMEDI

CALZADO TERAPEUTICO




1 Zonas acolchadas.

Ofrecen sensación de confort en zonas protegidas del empeine, maléolos y caña del pie.

2 Anillas con sistema deslizante.

Mayor durabilidad, facilita el paso de la correa y la sujeción del pie.

3 Correas de velcro regulables.

Posibilidad de adaptar a diferentes medidas cortando por líneas marcadas.

4 Contrafuerte ortopédico.

Ayuda a mantener la estabilidad del pie en el calzado y de la plantilla correctora.

5 Tope/refuerzo de punta.

Protege la punta de los dedos.

6 Plantilla anatómica.

Fabricada con microfibra transpirable. Con su efecto regulador, ofrece máxima comodidad y un secado total en el interior del calzado.

7 Forro de planta transpirable.

8 Palmilla de algodón transpirable.

Capacidad de absorción de la humedad, ayuda a mantener el pie seco.

9 Talonera rígida.

Garantiza la flexión plantar en parte correcta.

10 Piso de goma.

Muy resistente, antideslizante y manipulable.



Disponible en distintos anchos:



El calzado ortopédico como producto sanitario y sus aplicaciones

Carlos Javier Mira Valero | Jesús Berzosa Peiró
Técnico Ortoprotésico | Responsable Técnico Sanitario
Calzamedí, S.L.

Resumen | Abstract

Un calzado ortopédico es un calzado con un tratamiento especial muy similar al de un medicamento con la diferencia de que no es ingerido, aunque también se aplica en diferentes tratamientos patológicos. A diferencia del calzado convencional, reúne una serie de particularidades y requisitos indispensables, que conviene conocer y destacar por la importancia que esto tiene para la eficacia del tratamiento recomendado por el profesional que lo prescribe y también por la garantía de uso para el paciente o usuario.

An orthopaedic footwear is a footwear subjected to a special manufacturing process, similar to the ones of human medication. Unlike the conventional footwear, the orthopaedic footwear combine a series of particularities and requirements that should be know and highlighted due to the importance that this has for the efficiency of the treatment recommended by the professional who prescribes it and also for the guarantee of use for the patient or user.

Palabras clave | Key words

Diabético, patologías, ortopedia, marcado CE sanitario, calzado.

Diabetic, pathology, orthopaedic, sanitary CE, footwear.

Introducción

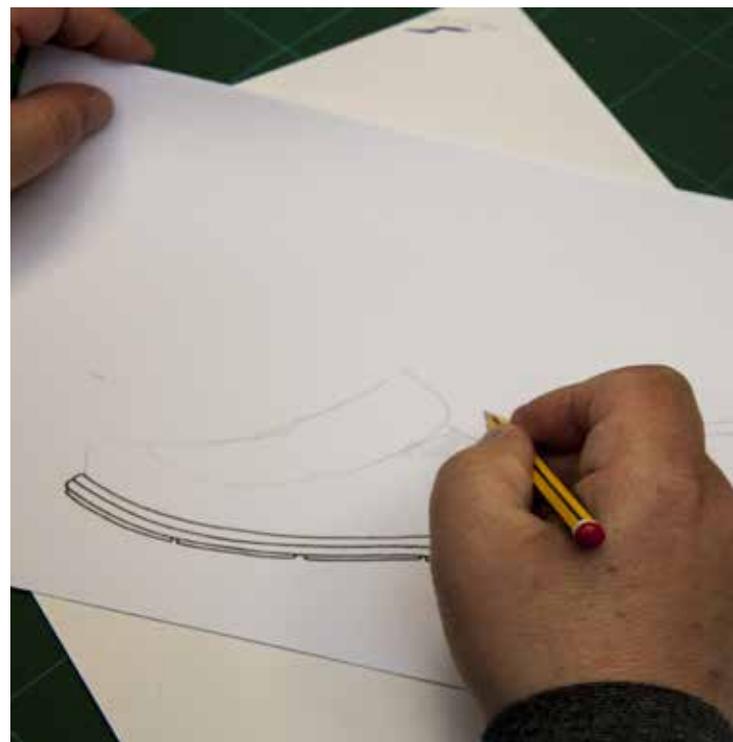
Para poder desarrollar un calzado ortopédico con estas características, es necesario realizar primero un prototipo. Este viene normalmente propuesto por unas necesidades que no se encuentran en un calzado convencional. Por ejemplo, para patologías comunes como pueden ser: pie diabético, neuropático, plano,

hallux valgus, linfedemas, dedos en garra, etc. En estos casos, es necesario seguir la pautas que se describen a continuación.

Metodología

Fabricación del prototipo

En primer lugar, se dibuja el modelo que se va a fabricar teniendo en cuenta el tipo de pie y se selecciona la horma (molde de fabricación), que va a dar el espacio necesario y correcto según patología del pie y su tratamiento a seguir.

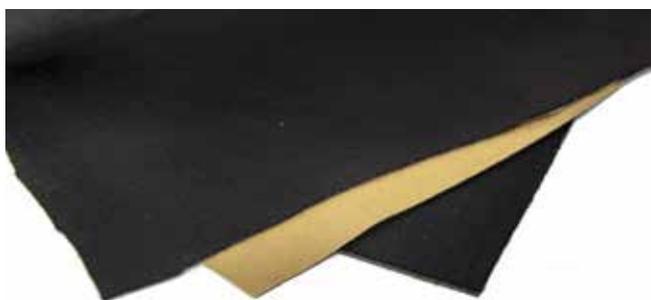




Es importante considerar que el tratamiento del pie suele ir acompañado de otros componentes, como ortesis, prótesis, compresivos, aparatos de marcha que se utilizan para el interior del calzado (como Dafo o Rancho de los Amigos), o aparatos de marcha externos como bitutores. Todos ellos, conjuntamente con el calzado, hacen eficaz el conjunto del tratamiento.

Selección de los materiales de fabricación

Se considera en este apartado el material de corte externo (piel, lycra, etc.) y el material de corte interno, que va en contacto directo con el pie (forros 3D antifricción, antibacteriano, anti-roce, moldeable como el plastazote, antisudoración u otros que reúnan características especiales para este tipo de pies y su sensibilidad). Estos materiales deben disponer siempre de sus certificaciones correspondientes.



Fabricación

Una vez ya resueltos los dos puntos anteriores, se fabrica el calzado con su horma y los materiales elegidos y se realiza una prueba de calce en varios pacientes reales, a los cuales se les aplica un tratamiento inicial. Tras el período de prueba de este tratamiento, recomendado por el especialista del pie, se revisa su evolución y su eficacia, valorándose si el tratamiento ha resultado positivo, negativo o si incluso admite alguna mejora.



Cuando se obtienen los resultados definitivos de estas pruebas de investigación, se analizan los datos generales y si han sido favorables, se incorpora el calzado a la gama de productos (catálogo), detallándose sus características en la publicidad e información del mismo, señalando su aplicación y para el tipo de pie para el que está indicado.

Otras partes importantes del calzado ortopédico

El piso o suela

Esta es una parte del calzado de gran importancia porque ayuda a compensar algunas carencias en la marcha del paciente. Si queremos colocar un bitutor, la resistencia del piso tiene que ser muy sólida y no deformarse, como por ejemplo el piso de cuero o de goma (en este caso no servirían pisos de poliuretano o microporoso), ya que una oscilación en este anclaje puede crear inestabilidad y provocar la ineficacia del tratamiento o una posible caída del paciente.

Para pacientes con poca flexión (o nula), como por ejemplo por una artrodesis del tobillo, el piso puede compensar todo ese juego que no puede hacer el pie. Para ello, se aplican en el piso unas compensaciones biomecánicas a través de ángulos de apoyo delante del talón y del metatarso, que hacen que el recorrido para la marcha sea menor. Al mismo tiempo, estos ángulos o formas hacen que el paciente reduzca presiones plantares, como en pies con problemas metatarsales o por úlceras en las zonas normales de su apoyo. En el caso de padecer de pie diabético, también se recomienda según el grado del mismo que este sea mínimamente flexible o totalmente rígido para evitar presiones producidas por la flexión o apoyo del mismo.

El contrafuerte (el refuerzo posterior)

Es un componente del calzado que ayuda a mantener con una dureza adecuada una estabilidad continuada sobre la ortesis dentro del calzado, evitando oscilaciones laterales que puedan provocar la ineficacia del tratamiento e incluso lesiones en el paciente.



Resultados

En los pacientes y calzados testados, se obtiene mejor detalle del resultado de los materiales empleados, los que son más adecuados, el tipo de contrafuertes en dureza y forma adecuados según el tipo de pie y de modelo y otras funciones biomecánicas en la marcha que nos indican si el modelo es apto o no apto para uso sanitario.

Una vez pasados todos los controles, si el resultado es no apto, se modifica o se cancela el producto, según el caso. Por el contrario, si el resultado es apto, con todos los datos del resultado de los distintos tratamientos en pacientes con el mismo tipo de patología, ya puede procederse a adjuntar la ficha de diseño del modelo para que la firme el Responsable Técnico Sanitario.

A partir de aquí, el producto ya puede ser fabricado en serie y por tanto colocar el consiguiente marcado CE. Muy importante: debe ser "CE Sanitario", ya que existen otros marcados CE diferentes para zapato de confort, de seguridad, laboral, etc., que no reúnen algunos de estos puntos imprescindibles para poder identificar este producto como sanitario. Solo el CE Sanitario lo

acredita publicitariamente como calzado con uso terapéutico, indicado para patologías en las que se garantiza al producto propiedades como que Alivie, Cure o Prevenga, tal y como se indica en la Ley E.C. Directiva 93/42/CEE y representado en el Real Decreto (R.D.) 1591/2009 del 16 de Octubre por el que se regulan los productos sanitarios.

Conclusiones

Como conclusión a todo lo expuesto, es muy importante asegurarse que entregamos un producto Ortopédico Sanitario, que es la única garantía para el paciente que cumple con todas estas funciones de uso. Para ello se debe disponer del marcado "CE Sanitario".

Cuando entregamos un calzado ortopédico sin este requisito para atender una receta, corremos el riesgo de aplicar como producto sanitario un calzado que no lo es. En este caso, estamos incumpliendo la ley anteriormente mencionada y por tanto estamos sujetos a sanciones aplicables según el Real Decreto regulador (R.D.1591/2009).



"El mejor equipo para resolver sus problemas de movilidad y autonomía"



J. GUZMAN
AJUDES TÈCNQUES I ORTOPÈDIA S.L.

Visite nuestra tienda online: www.ortopediaguzman.com

Sillas de ruedas
Taller propio
Vida diaria

Ayudas movilidad
Camas
Ortopedia Técnica

Material antiescaras
Grúas
Asientos y respaldos especiales

Rehabilitación
Material de baño
Alquiler



ASESORAMIENTO SOBRE:

- Ayudas Cat Salut (centro dispensador)
- Ayudas PUA
- Eliminación barreras arquitectónicas
- Adaptación del automóvil
- Disponemos de un equipo profesional para asesorarle sobre las soluciones / ayudas más adecuadas para resolver sus problemas de movilidad o autonomía

Venga a conocernos
en nuestra nueva exposición de **Les Corts**



BUS

12-15-43
54-59-70
72-75

METRO

L3
Estació:
Les Corts

Sortida:
c/ Joan Güell

Calle con zona azul
Facilidad de aparcamiento para personas con discapacidad
Buen acceso transporte público

Tel.: 93 411 15 96

C/ María Barrientos, 7-9 - 08028 Barcelona (Les Corts)

Email: info@ortopediaguzman.com
www.ortopediaguzman.com

Horario de atención al público

Lunes a Viernes 9:30 a 13:30 y de 16 a 20
Sábado de 9:30 a 13:30

Trabajamos en beneficio de nuestros asociados

La Federación Española de Técnicos Ortopédicos – FETOR es una asociación de asociaciones (Federación) activa, abierta y plural, que nace en el año 1984

con la finalidad de velar, defender y luchar por los intereses de los técnicos ortopédicos, actuando de forma unificada para conseguir sus objetivos.



OBJETIVOS

- Aunar los esfuerzos de los profesionales de la ortopedia en beneficio del progreso y dignificación de nuestra profesión.
- Ser un interlocutor válido de los profesionales ortopédicos con todo tipo de entidades y con la Administración.
- Informar a los profesionales de ortopedia acerca de cualquier circunstancia que pueda afectar al sector.
- Asesorar a los asociados en relación con los problemas de

SERVICIOS

- Seguro de responsabilidad civil.
- Servicio de asesoramiento jurídico.
- Servicio administrativo.
- Servicio de gestión contable-fiscal-laboral.
- Servicio de mensajería concertada

toda índole que puedan plantearseles en el ejercicio de la profesión.

- Proteger los intereses de los profesionales de la ortopedia.
- Canalizar la participación del sector español de la ortopedia en las organizaciones internacionales de la profesión.
- Servir de cauce a las iniciativas y aspiraciones profesionales de los técnicos ortopédicos.

- Página web.
- Boletín trimestral FetorPress.news.
- Fondo bibliográfico.
- Bolsa de trabajo
- Oferta de empresas para alumnos en prácticas.



Federación Española de Técnicos Ortopédicos FETOR
C/ Viladomat, 174. 4ª planta • 08015 Barcelona
Tels. 934 964 507 Fax 934 964 532
www.fetor.org - info@fetor.org