

ORTHOPÄDIE TECHNIK

O&P · REHABILITACIÓN · AYUDAS TÉCNICAS

Edición Española
asociada a Mundo Ortoprotésico
y Ayudas Técnicas

Calendario

13-16 Febrero 2011

Foro Unido de las Américas,
San José, Costa Rica
Info: www.usispo.org
www.uniendofronteras.org

3-4 Marzo 2011

Congreso de la Sociedad Española
de Cirugía del Hombro y Codo,
Valencia, España
Info: www.sechc.net

1-3 Abril 2011

TodoSalud, Salón de la Salud y
Hábitos de Vida, Pontevedra,
España
Info: www.salontodosalud.com

7-10 Junio 2011

49 Congreso de la Sociedad Espa-
ñola de Rehabilitación y Medicina
Física
Toledo, España
Info: www.sermeftoledo2011.com

Staff

Editor OT Medien GmbH

Gerente Dirk Böcker

Reinoldstr. 7-9

44135 Dortmund (Alemania)

Tel.: +49 (0)231/55 70 50-55

Fax: +49 (0)231/55 70 50-70

E-Mail: sabine.wagner@ot-forum.de

Coordinación editorial Sabine Wagner

Redacción Sabine Wagner, María

Ramos, Romina Tomás

© OT Medien GmbH 2011. Todos los
derechos reservados.

Revista asociada a

mundOrtoprotésico
& **ayudas técnicas**

<http://www.ot-forum.de>

Congreso

Uniando Fronteras e ISPO EE.UU. presentan el Foro Unido de las Américas



El Foro Unido de las Américas "Trabajando unidos por un Mundo Mejor" tendrá lugar en la ciudad de San José, Costa Rica, del 13 al 16 de febrero de 2011. ISPO Estados Unidos se unió a las filiales de ISPO de Panamá, Guatemala, República Dominicana, México y Costa Rica, que desde 2005 han presentado en la región centroamericana el Foro Uniando Fronteras.

El objetivo de esta alianza es colaborar, promoviendo oportunidades, para establecer contactos y en conjunto ofrecer servicios protésicos, ortésicos, de rehabilitación y educa-

ción especial de la mejor calidad posible. El programa confirma la participación de ponentes internacionales procedentes de 13 países diferentes y todos ellos de reconocida trayectoria profesional. También participan más de 25 empresas relacionadas con estos campos.

Robert Kistenberg, MPH, LP, CP, FAAOP, Presidente de ISPO Estados Unidos, comenta: "La educación fluye en ambas direcciones, los Médicos, Terapeutas, Físicos y Clínicos Ortesistas-Protesistas de Estados Unidos aprendemos de los expertos latinoamericanos y viceversa".

Rosielena Jované, Coordinadora de Uniendo Fronteras, agrega: “Me parece maravilloso que ISPO Estados Unidos y Uniendo Fronteras trabajemos juntos para ofrecer en Centro América la conferencia más grande e importante de Ortésis, Pró-

tesis, Rehabilitación y Educación Especial”.

El ahora denominado Foro Unido de las Américas (antes Foro Uniendo Fronteras) espera recibir alrededor de 500 participantes.

Más información:

www.usispo.org

www.uniendofronteras.org

Contacte con los miembros del comité organizador:

ispopanama@uniendofronteras.org

ispocostarica@uniendofronteras.org

Ortésica

T. Ingvarsson, J. Franklin, E. Hardardottir

Los pacientes con OA de rodilla moderada y grave obtienen beneficios al utilizar un soporte para rodilla valgus

Estudio científico, llevado a cabo con el soporte Unloader One de Össur (resumen)

Un soporte para rodilla valgus redujo el dolor y mejoró la función, tal y como muestra la mejora significativa en la puntuación WOMAC (Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index). Debe tenerse en cuenta como alternativa de tratamiento en OA (osteoartritis) unicompartimental de rodilla.

Los soportes valgus están diseñados para reducir la carga en el compartimento con síntomas de la rodilla con OA cambiando la alineación. Esto debe reducir el dolor y mejorar la función. El propósito de este estudio es documentar los resultados de seis meses de uso de un soporte valgus en una serie de pacientes con OA de rodilla.

En el estudio participaron pacientes que recibieron un diagnóstico de OA de rodilla compartimental leve, moderada o grave de cirujanos ortopédicos, médicos de atención primaria y reumatólogos, y a quienes se recetó un soporte valgus. La OA se clasificó con radiografías cargando peso de acuerdo con el método K & L (Kellgren Lawrence Score). Los pacientes respondieron a cuestionarios WOMAC (3.1): antes de recibir el soporte, tres semanas después, tres meses después y seis meses después. Los resultados principales fueron las tres puntuaciones de las subescalas WOMAC (dolor, rigidez,



función) y la puntuación WOMAC global combinada.

En el estudio participaron 82 pacientes: 33 mujeres con una edad media de 59,7 años (de 40 a 81), 49 hombres con una edad media de 60,9 años (de 38 a 85). El IMC (Índice de Masa Corporal) medio (DE) en hombres era de 30,3 ($\pm 5,0$) y en mujeres, de 31,0 ($\pm 6,1$). Cinco pacientes dejaron de utilizar el soporte por dolor durante el estudio. 75 de los pacientes tenían OA de rodilla medial radiográfica (K & L;

13 de grado I, 25 de grado II, 32 de grado III y once de grado IV). Siete pacientes tenían OA de rodilla lateral radiográfica (K & L; cuatro de grado II y tres de grado III). En el total de referencia, la puntuación WOMAC fue de 50, se redujo a 34 después de tres semanas. La mejora continuó durante seis meses. Es un grado de reacción de moderado a alto de acuerdo con los criterios OARSI (Osteoarthritis Research Society International). Se vieron mejoras significativas en comparación a la referencia en dolor ($p < 0,001$), rigidez ($p < 0,001$) y función ($p < 0,001$). No hubo correlación entre la gravedad de la OA (K & L) y la mejora en la puntuación WOMAC. La única variable (edad, sexo, lado, IMC, K & L, medial/lateral) que tuvo un efecto significativo en la puntuación WOMAC fue el sexo: las mujeres tuvieron una puntuación más alta.

Un soporte de rodilla valgus redujo el dolor y mejoró la función, como lo demuestra una mejora significativa en la puntuación WOMAC en dolor, rigidez y función. Un soporte valgus es una alternativa al tratamiento en OA de rodilla unicompartimental moderada y grave.

En: AAOS AM Podium Presentation, Nueva Orleans, EE. UU., 12 de marzo de 2010

Uso de un soporte de descarga para osteoartritis del compartimento medial o lateral de la rodilla

Estudio científico, llevado a cabo con el soporte Unloader One de Össur (resumen)

Los grupos con soporte de descarga medial y lateral mejoraron significativamente. El grupo medial tenía más discapacidad antes del soporte. El grupo lateral mostró más discapacidad en los pacientes con más alineación varus.

El propósito era determinar si había diferencia en los factores que afectan a los resultados al comparar soportes de descarga mediales y laterales. Nuestra hipótesis es que los pacientes con soportes de descarga habrán mejorado la discapacidad transcurridos seis meses. 46 pacientes (17 mujeres y 29 hombres), con una edad media de 61 años (de 48 a 87), participaron en un estudio prospectivo de cohortes. Los pacientes completaron la puntuación WOMAC antes del uso del soporte, seis semanas después y seis meses después. Se ajustó un soporte de descarga lateral a 14 pacientes, y uno medial a 32.

No había diferencias en la edad media de los pacientes con soporte medial y los que llevaban el lateral

(ambos = 61; $p = 0,9$). El espacio articular medial medio para el grupo medial era de 2,4 mm (de 0 a 4,2) y el espacio articular lateral medio era de 4,2 mm (de 2,0 a 8,0) para los soportes laterales. La desviación porcentual desde la alineación neutra era del 26 por ciento (medial) y del 19 por ciento (lateral). El dolor anterior al ajuste del soporte era mayor en el grupo medial que en el lateral (ocho frente a cinco; $p = 0,008$). El grupo medial también tenía la puntuación WOMAC total más alta antes del ajuste del soporte (34 frente a 23). Ambos grupos mostraron una mejora significativa en la puntuación WOMAC total desde antes del ajuste del soporte hasta las seis semanas y los seis meses. A las seis semanas y a los seis meses no había diferencias en la puntuación WOMAC total entre los grupos. Se apreció más mejora en la puntuación WOMAC para los pacientes mediales (doce puntos) que en el grupo lateral (nueve puntos). Para el grupo lateral, la puntuación WOMAC a los

seis meses tenía una estrecha correlación con la desviación de la alineación neutra ($r = 0,847$).

Para el grupo medial, la puntuación WOMAC total anterior al ajuste tenía correlación con el espacio articular medial ($r = -0,561$), como en la puntuación total a las seis semanas ($r = -0,61$) y en la puntuación WOMAC total a los seis meses ($r = -0,496$).

Se apreciaron pocas diferencias entre el soporte de descarga medial y el lateral. Ambos grupos mejoraron significativamente. El grupo medial tenía más discapacidad antes del uso del soporte y mejoró más. Cuanto menor era el espacio articular medial, más discapacidad había en el grupo medial. El grupo lateral mostró más discapacidad en los pacientes con más alineación varus.

En: AAOS AM Podium Presentation, Nueva Orleans, EE. UU., 12 de marzo de 2010; enviado a American Journal of Sports Medicine (AJSM)

Protésica

L. Guirao Cano, B. Samitier Pastor, E. Pleguezuelos Cobo

Valoración de la utilidad del Sistema Harmony en la mejora del equilibrio y la marcha de pacientes de edad amputados transtibiales

La amputación de un miembro inferior provoca cambios físicos que se asocian a limitaciones funcionales que pueden alterar al paciente de distintas maneras. Las más frecuentes son las asociadas a alteraciones del equilibrio, marcha y las transferencias [1]. Estas limitaciones son más frecuentes en relación al nivel de amputación: los niveles

más altos se relacionan con alteraciones más marcadas que los niveles más bajos.

Las consecuencias de estas limitaciones funcionales van a ser, entre otras: reducción de la velocidad de la marcha, incremento del gasto energético, asimetría de la marcha y disminución del equilibrio. Pero esas limitaciones van a ser diferentes se-

gún la edad del paciente, las comorbilidades, el nivel de amputación y la motivación que el paciente tenga para la protetización. Diversos estudios han demostrado la influencia de algunos dispositivos protésicos en esas limitaciones, pudiendo modificarlas. Así, por ejemplo, en el estudio de Datta realizado en 22 pacientes con amputación

femoral se comprobó cómo la utilización de una rodilla con control activo neumático en relación a una rodilla inteligente mejoraba la velocidad de la marcha, reducía el consumo de oxígeno, aumentaba el perímetro de la marcha, la simetría del paso y la velocidad y mejoraba el equilibrio dinámico y estático [1, 2]. La mejora de las limitaciones era suficiente como para poder pasar al paciente de un nivel funcional K2 a K3, con las consiguientes mejoras en la prescripción protésica que el paciente se podía beneficiar.

Por lo tanto, diversos componentes protésicos existentes en el mercado pueden mitigar algunas de las deficiencias que la amputación de un miembro inferior provoca. De ahí la importancia que tiene para nuestros pacientes la elección de los componentes protésicos. La elección no estará, por tanto, realizada al azar sino que vendrá determinada por diversos factores entre los que destacan la edad, peso, etiología de la amputación, el nivel funcional previo, la motivación personal y los objetivos funcionales que se pretendan [1].

El médico rehabilitador deberá realizar una prescripción protésica individualizada, eligiendo correctamente los componentes protésicos más adecuados para el paciente y siendo consciente de que su elección influirá en el nivel funcional final del paciente.

El porcentaje de éxito en la protetización en los pacientes vasculares geriátricos es bajo. En el estudio de Fletcher se comprobó que sólo el 36 por ciento del conjunto de los amputados conseguía una correcta protetización, siendo el porcentaje más alto en los pacientes con nivel tibial (64 por ciento) y los más bajos en los de nivel femoral (31 por ciento) [3]. Las causas que provocan un fallo en la protetización son:

- Muerte
- Reamputación
- ACV
- Alteraciones cognitivas
- Edad > 85 años
- Nivel femoral

El 30 por ciento de la población mayor de 65 años se cae al menos una vez al año. Las consecuencias de las caídas en personas mayores incluyen: miedo a caer (síndrome

post-caída) en el 31-48 por ciento de los casos, entre el 19 y 26 por ciento de ellos reduce su nivel de actividad y entre un 46 y 60 por ciento sufre lesiones asociadas a la caída [4].

Las personas mayores presentan algunas características propias como la debilidad muscular y la inestabilidad postural que aumentan el riesgo de caídas. Estas características también pueden observarse en personas que han sufrido una amputación transtibial [5]. La amputación transtibial es el nivel más frecuente de amputación en extremidad inferior en aquellas personas mayores de 65 años [6]. Los amputados de extremidad inferior tienen un mayor riesgo de caídas que las personas sanas de su misma edad, de forma que el 52 por ciento de los amputados transtibiales sufren una caída en los doce meses siguientes a la amputación [5].

El porcentaje estimado de personas con amputaciones que caen es



Fig. 1 Sistema Harmony.

del 50 por ciento. Las consecuencias de una caída en esta población reflejada en la literatura son similares a las observadas en la población anciana: miedo a caer en un 49 por ciento y un 40 por ciento de los amputados que caen sufren lesiones. De todas formas, la reducción de la participación en las tareas diarias, como consecuencia de las caídas, era sustancialmente mayor, ya que un 76 por ciento de las personas amputadas evitaban realizar actividades tras una caída [4].

Hay dos aspectos del equilibrio y la movilidad que se han identificado como factores de alto riesgo de caídas y lesiones: la incapacidad de

“pivotar” de forma rápida en distintas direcciones y la incapacidad de realizar giros durante la deambulación de forma segura y eficiente [7].

Para los proveedores de atención de salud a personas con un déficit de equilibrio y movilidad, recuperar la función o prevenir el desarrollo de una mayor disfunción son objetivos prioritarios. Para desarrollar esta atención de rehabilitación de forma efectiva, los médicos debemos de ser capaces de identificar la alteración para proporcionar un tratamiento apropiado y evaluar los resultados utilizando las herramientas adecuadas [8].

Las principales causas de caídas descritas en amputados son la presencia de miembro fantasma, la alteración del equilibrio, la debilidad muscular, los factores derivados de la enfermedad subyacente (diabetes o enfermedad oclusiva vascular), los factores ambientales y la prótesis en sí misma.

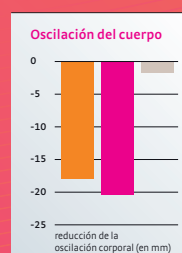
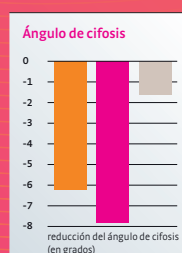
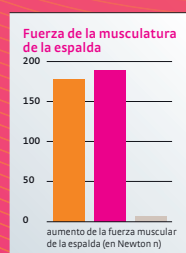
Entre todos los componentes de la prótesis se encuentran los sistemas de suspensión. Bien adaptados a un muñón protetizado, estos sistemas proporcionan más control de la extremidad, más estabilidad y propiocepción. De acuerdo con esto, mejoran el control de la extremidad, proporcionando mayor estabilidad y equilibrio, y de forma secundaria, aumentan la seguridad del paciente disminuyendo el riesgo de caídas.

El Sistema Harmony

El Sistema Harmony (fig. 1) consiste en un sistema activo de vacío que integra la función de torsión y de absorción del impacto. El Sistema Harmony de Otto Bock (HS) ha demostrado ser útil en amputados por reducir de forma efectiva el aire entre el liner y el encaje. Esto previene la pérdida de volumen y minimiza las fluctuaciones en el tamaño del muñón, mejora su riesgo sanguíneo evitando así picos de presión en las zonas de carga y proporciona un ambiente de vacío entre el liner y el encaje. La mejoría se consigue utilizando una bomba y una válvula simple de expulsión. El sistema se activa con cada paso y mantiene la presión negativa en un rango predeterminado. La alta adhesión mejora la propiocepción y mejora la seguridad en la vida diaria. El aumento de presión negativa

Spinomed® y Spinomed® active

Los pacientes sienten inmediatamente el efecto enderezador de Spinomed. Ofrece una protección rápida y duradera.



■ Spinomed active
■ Spinomed
■ Grupo de control

Fuente:
Pfeifer M.,
Osteoporose und Rheuma aktuell
2007, 04:32-34

Los resultados del estudio:

Aceptación excelente

El 95% de los pacientes no deseaba dejar Spinomed tras la primera fase de las pruebas.

- Como complemento a la farmacoterapia, Spinomed ayuda a reducir el riesgo de sufrir nuevas fracturas.
- Spinomed refuerza la musculatura dorsal y lumbar, activa en lugar de inmovilizar e impide la atrofia muscular gracias a la retroinformación del cuerpo (biofeedback).
- Spinomed reduce la tendencia a oscilaciones y, por tanto, a caerse y ayuda a evitar nuevas fracturas.
- Spinomed eleva la vitalidad con un mayor aporte de aire en la vida diaria.
- Spinomed actúa de manera rápida, duradera y efectiva. A menudo, la farmacoterapia tarda mucho tiempo en lograr el efecto deseado.
- Spinomed no tiene efectos secundarios, únicamente, al principio se puede sentir un dolor muscular natural.

Convéncase Ud. mismo y solicite nuestro catálogo de novedades en www.mediespana.com, medi@mediespana.com o llamando por teléfono al número - 93 260 04 00.

entre el liner y el encaje proporciona una perfecta conexión entre la prótesis y el paciente.

Los sistemas de succión continua se han comercializado con la indicación de prevención y/o curación de heridas en la piel del muñón como consecuencia de la fricción que se produce entre la piel y el encaje.

Como consecuencia del alto grado de suspensión que proporcionan, pensamos que los sistemas de succión continua pueden tener beneficios adicionales en los pacientes amputados vasculares como son los de andar más distancia y a mayor velocidad, proporcionar mayor propiocepción y equilibrio. Estas nuevas aplicaciones son las que se pretenden valorar con este estudio.

Objetivos

El objetivo principal de este estudio fue valorar el efecto del Sistema Harmony en la mejora del equilibrio, la capacidad de transferencia y la marcha en individuos amputados transtibiales mayores de 50 años. Los objetivos específicos fueron:

- Evaluar el efecto del uso del Sistema Harmony P2 & HD en la mejora del equilibrio valorado mediante la Escala de Berg y el Four Square Step Test en pacientes amputados transtibiales mayores de 50 años.
- Evaluar el efecto del uso del Sistema Harmony P2 & HD en la mejora de la capacidad de transferencias y marcha valorado mediante el Timed Get Up and Go Test y el Six Minute Walking Test (6MWT) en pacientes amputados transtibiales mayores de 50 años.

Como objetivos secundarios del trabajo nos propusimos evaluar el efecto del uso del Sistema Harmony P2 & HD en términos de mejora del rendimiento de la marcha medido mediante el PCI (Physiological Cost Index), la movilidad valorado según el Locomotor Capabilities Index, la satisfacción del paciente con la prótesis según la escala SAT-PRO y el uso de la prótesis según el Houghton Scale.

La hipótesis de trabajo que justificó la realización del estudio fue

que al mejorar la adhesión del miembro inferior con la prótesis, el Sistema Harmony permite mejorar la propiocepción y el control de dicho miembro y, consecuentemente, el equilibrio, la capacidad de deambular y la satisfacción con la prótesis y su encaje.

Material y Métodos

Se trata de un estudio de intervención cuasi-experimental tipo antes-después en el que la intervención de estudio se realiza de acuerdo con las indicaciones aprobadas. La población estudiada está compuesta por pacientes con amputación de nivel transtibial de edad igual o superior a 50 años con los siguientes criterios de inclusión:

- Pacientes amputados de 50 o más años de edad
- Amputación unilateral
- Muñón inestable secundario a un exceso de tejidos blandos de la parte distal
- Protetizado desde al menos seis meses
- Capacidad para la marcha por interiores con supervisión, con o sin bastón
- Indicación del Sistema Harmony
- Aceptación para participar en el estudio (consentimiento informado)

Los criterios de exclusión fueron los siguientes:

- Pacientes menores de 50 años
- Amputación bilateral
- Alteraciones físicas o cognitivas que impidan la realización de los tests
- Alteración cognitiva que dificulte el seguimiento de las instrucciones

Los pacientes fueron reclutados en las visitas de control que realizan habitualmente en la consulta externa de la Unidad de Amputados del Servicio de Medicina Física y Rehabilitación del Hospital de Mataró (Barcelona). Aquellos que cumplían los criterios de selección y aceptaban su participación en el estudio serán incluidos en el mismo de forma consecutiva. Dado que se trata de un estudio piloto y experimental, se realizó con cinco pacientes amputados transtibiales monitorizados en nuestro hospital.

Intervención de estudio

El Sistema Harmony utilizado será el modelo Harmony P2 & HD. Este sistema consiste en un sistema activo de vacío que integra la función de torsión y absorción del impacto. El Sistema Harmony de Otto Bock (HS) ha demostrado ser útil en amputados por reducir de forma efectiva el aire entre el liner y el encaje. Esto previene la pérdida de volumen y minimiza las fluctuaciones en el tamaño del muñón, mejora su riego sanguíneo evitando así picos de presión en las zonas de carga y proporciona un ambiente de vacío entre el liner y el encaje. La mejoría se consigue utilizando una bomba y una válvula simple de expulsión. El sistema se activa con cada paso y mantiene la presión negativa en un rango predeterminado. La alta adhesión mejora la propiocepción así como la seguridad en la vida diaria. El aumento de presión negativa entre el liner y el encaje proporciona una perfecta conexión entre la prótesis y el paciente.

Dado que la adaptación del Sistema Harmony P2 & HD en el encaje de la prótesis habitual supondría modificar el mismo, se realizó un encaje nuevo que disponga de dicho sistema. Una vez adaptado, se les explicará el funcionamiento del Sistema Harmony y los pacientes utilizarán exclusivamente la prótesis con el nuevo encaje durante cuatro semanas.

Los participantes serán valorados en primer lugar utilizando su prótesis habitual y una segunda vez cuatro semanas después de adaptar el nuevo encaje que incluye el Sistema Harmony. El uso del Sistema Harmony no requiere de entrenamiento ni de tratamiento rehabilitador específico. Las principales medidas de resultados serán:

Valoración del equilibrio

- Escala del equilibrio de Berg: se trata de una escala de ejecución con 14 ítems que permite valorar la capacidad de equilibrio. La puntuación oscila entre cero y 56, los resultados más elevados reflejan una mayor capacidad de equilibrio. Es un test válido [9] y se han descrito los cambios mínimos detectables en personas mayores [10].

- Four Square Step Test (FSST): se trata de un test de ejecución que permite valorar el riesgo de caídas en población con amputación transtibial. Se registra el tiempo, en segundos, que el paciente requiere para completar las instrucciones. Un tiempo de 24 o más segundos se considera predictor de riesgo de caídas en esta población [4]. El FSST tiene una alta consistencia, sensibilidad y especificidad y ha demostrado una excelente fiabilidad inter-observador y test-retest. Para su realización se requiere de un cronómetro y cuatro basto-

test el paciente debe caminar durante seis minutos el trayecto marcado entre dos puntos separados 20 metros entre sí. Posteriormente se calcula la velocidad de la marcha expresada en metros/segundo y finalmente el PCI (Physiological Cost Index) que es un cálculo indirecto de rendimiento de la marcha.

Valoraciones subjetivas del amputado protetizado

- Valoración de capacidad locomotriz: Locomotor Capability Index (LCI) (Anexo I) [12, 13, 14]: valo-

niveles: 0 (“completamente de acuerdo”), 1 (“bastante de acuerdo”), 2 (“bastante en desacuerdo”), 3 (“completamente en desacuerdo”). El ítem 14 ha sido invertido para asegurar que el paciente no responde sistemáticamente, por lo que la puntuación de este ítem debe de ser invertido. La suma de los puntos (entre cero y 45) se divide para el máximo posible y se multiplica por 100 para conseguir la puntuación final. Esta escala se considera reproducible y presenta una alta coherencia interna.

- Valoración de la utilización de la prótesis: Escala de Houghton (Anexo III) [16]: se trata de una escala autoadministrada, utilizada para valorar el uso de la prótesis. Consta de cuatro categorías y la última de ellas tiene tres subcategorías que valoran la sensación de estabilidad con la prótesis en distintas situaciones. Cada categoría se valora mediante una escala ordinal de cuatro puntos excepto las subcategorías que valoran la estabilidad, éstas son respuestas binarias sí/no. El resultado final es la suma de todos los ítems, obteniendo un

	Paciente 1	Paciente 2	Paciente 3	Paciente 4	Paciente 5
Edad	61	79	53	50	68
Nivel K	K 2	K 2	K 3	K 3	K 2/3
Exceso partes blandes	SI	NO	NO	SI	SI
Nivel Amputación	medio	medio	medio	medio	medio
Cicatriz	M-L	A-P	A-P	M-L	M-L

Tab. 1 Variables de los pacientes (M-L: medio-lateral, A-P: antero-posterior).

nes colocados en el suelo formando un aspa. El objetivo del test es completar una secuencia de pasos sobre cada uno de los bastones en el menor tiempo posible, lo que implica realizar secuencia de pasos en ambos sentidos y la capacidad de giro.

Valoración funcional, de la marcha y transferencias

- Timed Up and Go Test (TUGT): este test incluye la valoración de la capacidad de transferencias, deambulación y giro, componentes todos ellos de la movilidad. Hay que medir el tiempo (en segundos) que el paciente requiere para levantarse de una silla desde la posición de sedestación, caminar tres metros hacia delante, girar 180 grados y volver a la posición inicial, el test concluye cuando el paciente vuelve a sentarse. La prueba debe realizarse a una velocidad confortable para el paciente. Se ha demostrado que este test es fiable y válido para valorar la movilidad física en pacientes con amputación transtibial [11].
- Test de marcha de seis minutos: se registra el total de metros recorridos durante los seis minutos. Para la realización de este

ra la capacidad e independencia locomotora global. Se trata de un cuestionario autoadministrado específico para amputados de extremidad inferior. Consta de 14 preguntas sobre diferentes actividades locomotoras realizadas en las últimas cuatro semanas. Se subdivide en dos subescalas: actividades básicas y avanzadas, y puntúa el grado de independencia percibida por el individuo para realizar cada una de las 14 actividades utilizando la prótesis. Cada ítem se valora mediante una escala ordinal de cuatro puntos (0: independiente, 1: requiere supervisión, 2: requiere ayuda, 3: no es capaz de realizarla). La puntuación final oscila entre cero y 42 puntos, una mayor puntuación implica una mayor funcionalidad. Ha sido validado y ha demostrado su reproducibilidad con una buena coherencia interna.

- Valoración de la satisfacción del paciente con la prótesis: SAT-PRO Scale (Anexo II) [15]: se trata de un cuestionario autoadministrado útil para determinar la satisfacción del paciente con el uso de la prótesis. Está constituido por 15 categorías. Cada una se puntúa utilizando una escala ordinal categórica de cuatro



Fig. 2 Muñón con exceso de partes blandas.

total de entre uno y doce puntos. Mayor puntuación refleja mayor uso de la prótesis. Es una escala válida, con buena consistencia interna y fiable. Está recomendado su uso para la práctica clínica habitual [14].

Resultados

El número total de participantes fueron cinco, todos hombres y con un nivel de amputación tibial. La media de edad de 62,2 años (rango: 50-79). Las causas de la amputa-

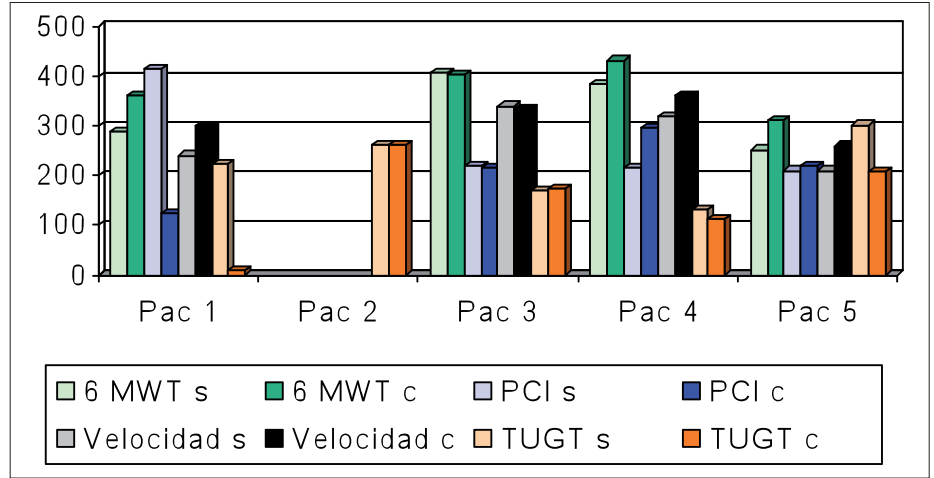


Fig. 3 Muñón firme.

ción fueron en todos los casos vascular y todos los pacientes tenían como patología de base diabetes mellitus. Los niveles de actividad K fueron: en dos pacientes K2, en otros dos K3 y uno estaba entre K2 y K3. Dos de los pacientes tenían un exceso de partes blandas distales del muñón (fig. 2) y tres tenían un muñón firme (fig. 3). El resto de las variables se pueden consultar en la tabla 1.

Los resultados en la Escala de Berg fueron de 43,6 puntos sin el Sistema Harmony (SH) y de 49,2 puntos con el SH, lo que representa un incremento del 11,3 por ciento (los valores más bajos en la Escala de Berg se relacionan con un incremento de padecer alteraciones del equilibrio). Los resultados en el Four Square Step Test fueron de 19,02 segundos sin el SH y de 14,48 con el SH, lo que representa un decremento del 23,8 por ciento (los valores más altos del FSST se relacionan con un mayor riesgo de caídas).

Los resultados en el Timed Up and Go Test fueron de 14,48 segundos sin el SH y de 11,92 con el SH (los valores más altos en el TUGT se relacionan con una mayor depen-



Tab. 2 Resultados de 6MWT, velocidad, PCI y TUGT.

dencia en la marcha). En cuanto a los resultados de 6MWT, velocidad y PCI fueron los siguientes: los pacientes recorrieron 333 metros sin el SH y 376,5 metros con el SH; la velocidad sin el SH fue de 0,925 m/s frente a los 1,045 m/s con el SH y el PCI fue de 0,53 sin el SH y con el SH de 0,42 (los valores más bajos de PCI se relacionan con un mayor rendimiento en la marcha).

Los resultados del LCI fueron de 44,4 sin el SH y de 47,6 con el SH. En relación a la Escala de Houghton, los valores que tuvieron los pacientes SH fueron de diez frente a los 10,2 con el SH. En relación a la escala de satisfacción SAT-PRO, los resultados fueron de 23 sin el SH y de 21,2 con el SH (los valores más altos de SAT-PRO se relacionan con una menor satisfacción). En las tablas 2, 3 y 4 se puede ver las gráficas de los resultados.

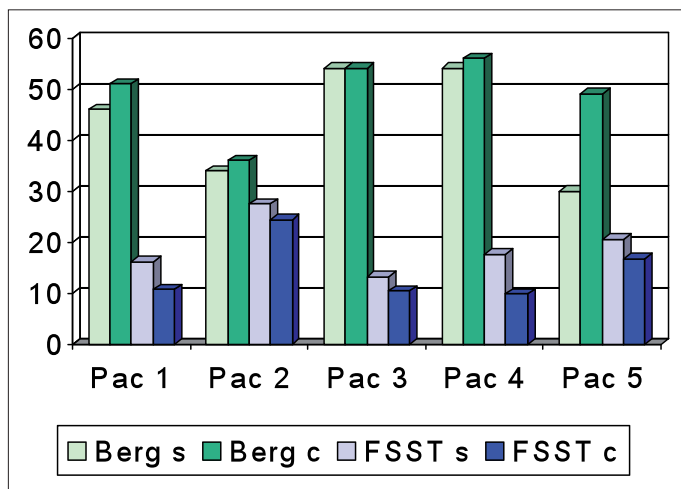
En el análisis detallado paciente por paciente, podemos comprobar que los pacientes 2 y 3 son los que menos mejoras presentan con el uso del SH. De hecho, no existen

diferencias en los metros recorridos en el 6MWT, velocidad, rendimiento de la marcha medida por el PCI y en el TUGT. En cambio existen modificaciones en el resto de escalas medidas, existiendo una mejoría en los dos pacientes de la Escala LCI y en la satisfacción medida por la Escala SAT-PRO. En las escalas que miden el equilibrio (Berg y FSST) no se aprecian cambios significativos (tab. 5).

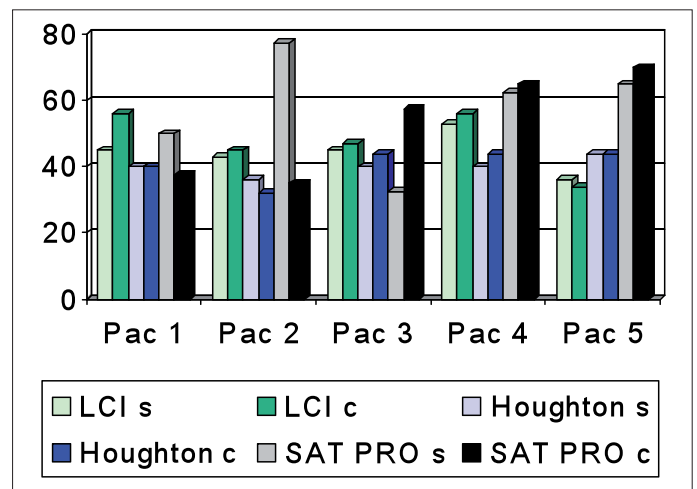
En cuanto a las complicaciones, sólo en dos pacientes registramos la aparición de flictenas secundarias a la presión negativa del encaje por el funcionamiento del SH. Analizando los pacientes que presentaban esas complicaciones, se comprobó que los dos tienen un nivel de funcionalidad K2, siendo el resto de los pacientes K3.

Discusión

La amputación de miembro inferior en pacientes vasculares ocurre habitualmente en personas de edad avanzada y con muchas comorbili-



Tab. 3 Resultados de las Escalas de Berg y FSST.



Tab. 4 Resultados de las Escalas LCI, Houghton y SAT-PRO.



Harry August | amante de los perros | fotógrafo | aficionado al ejercicio | disfruta de viajes largos en automóvil | amputado

Forro Alpha® Select

Desplazamiento controlado tipo pistón, con flexión ilimitada



Mantenerse en buen estado físico y estar activo es muy importante para las personas amputadas como Harry, que aprovecha el día al máximo. Tanto cuando hace ejercicio físico como cuando sale a caminar con su perro o se va de viaje con su automóvil, Harry necesita un forro cómodo, que se adapte a sus necesidades y que controle el movimiento “tipo pistón”.

El forro Alpha Select utiliza un **gel híbrido** que le otorga más duración a una amplia variedad de formas de extremidades sin perder la comodidad a la que se han acostumbrado los usuarios del gel. Su estilo de gel progresivo proporciona espesor adicional y comodidad distalmente pero es delgado tanto proximalmente como detrás de la rodilla. El panel flexible minimiza la tensión

en la rodilla lo que permite una gran amplitud de movimientos. El material unidireccional y flexible del forro permite colocarlo fácilmente pero limita eficazmente el movimiento “tipo pistón” sin requerir una matriz distal que puede resultar irritante.



SOLUCIONES REALES PARA PERSONAS REALES



OHIO WILLOW WOOD®
free the body...free the spirit®

dades. El proceso de rehabilitación y de adaptación de la prótesis en este tipo de pacientes es más costoso debido a la debilidad muscular propia de la edad y del proceso vascular y de las alteraciones del equilibrio que se acompañan. Por este motivo, tenemos que tener especial cuidado a la hora de indicar un tipo u otro de componentes protésicos. En el estudio de Datta [2] se comprobó cómo la elección de un componente u otro influye directamente en el nivel K del paciente y, por tanto, puede favorecer que un paciente con una marcha domiciliaria pueda pasar a una marcha comunitaria.

La elección de esos componentes protésicos no estará realizada al azar sino que vendrá determinada por diversos factores entre los que destacan la edad, peso, etiología de la amputación, el nivel funcional previo, la motivación personal y los objetivos funcionales que se pretenden [1].

la prótesis por el paciente. En según qué situaciones, estos pacientes deben ser reamputados para remodelar este muñón y dejarlo más compacto.

Los resultados de nuestro estudio ponen de manifiesto cómo la aplicación del SH en pacientes vasculares tibiales mayores de 50 años mejora en su conjunto los parámetros de equilibrio, marcha y transferencias y de satisfacción personal, pero esas mejorías son mayores cuando el paciente tiene un exceso de partes blandas. Cuando se separan los pacientes en dos grupos, con y sin exceso de partes blandas, se comprueba que los pacientes sin exceso de partes blandas no presentan diferencias en los metros recorridos con el 6MWT, velocidad, rendimiento de la marcha medida por el PCI y en el TUGT.

Estos resultados van a favor de la hipótesis inicial sobre que el Sistema Harmony mejora el control de

con una mayor facilidad de fricción del encaje en las fases de sedestación, que facilitaba el roce de la interfase piel-silicona. Para evitar esta fricción, se colocó a los dos pacientes una válvula de autoexpulsión que solventó el problema. Por este motivo, pensamos que en pacientes en los que esté indicado el Sistema Harmony y con un nivel de funcionalidad bajo, debemos añadir una válvula de autoexpulsión.

Como limitaciones del trabajo están que el número de pacientes es reducido y por tanto los resultados deben contemplarse con cautela. En estos momentos estamos realizando un trabajo con un mayor número de sujetos para confirmar los resultados obtenidos en este primero.

Conclusiones

El Sistema Harmony P2 & HD es un dispositivo de utilidad en pacientes con amputación de origen vascular mayores de 50 años. En nuestro estudio de cinco pacientes la utilización del Sistema Harmony mejoró en todos los pacientes el equilibrio, la función y utilización de la prótesis así como la satisfacción del paciente. Adicionalmente, en los pacientes que presentaban un exceso de partes blandas distales en el muñón tibial, el Sistema Harmony mejoró la distancia recorrida en seis minutos, la velocidad y el rendimiento de la marcha.

Con estas conclusiones, pensamos que la utilización del Sistema Harmony en pacientes vasculares mayores de 50 años aporta los suficientes beneficios como para que el médico rehabilitador valore la utilización de este dispositivo en la prescripción protésica.

Datos de contacto de los autores:

Dr. Lluís Guirao Cano,
Dra. Beatriz Samitier Pastor,
Eulogio Pleguezuelos Cobo
Servicio de Rehabilitación
Hospital de Mataró
Carretera de Cirera s/n
08304 Mataró (Barcelona)
España
E-Mail: lguirao@cscdm.cat

Para las referencias y los anexos, contactar con los autores.

	PAC 1	PAC 2	PAC 3	PAC 4	PAC 5
BERG	Verde	Verde	Amarillo	Verde	Verde
FSST	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde
6MWT	Verde	Amarillo	Amarillo	Verde	Verde
PCI	Verde	Amarillo	Amarillo	Rojo	Amarillo
VELOCIDAD	Verde	Amarillo	Amarillo	Verde	Verde
TUGT	Verde	Amarillo	Amarillo	Verde	Verde
HOUGHTON	Amarillo	Rojo	Verde	Verde	Amarillo
LCI	Verde	Verde	Verde	Verde	Rojo
SAT-PRO	Verde	Verde	Verde	Verde	Verde

Tab. 5 Resultados paciente por paciente. Verde: mejoría; amarillo: igual; rojo: empeoramiento.

Otro punto importante a tener en cuenta es el tipo de muñón que presenta el paciente. No existe consenso en relación a cuál es el mejor tipo de muñón tibial ni tampoco en el tipo de cicatriz realizada. En una revisión realizada por Tisi y Cols de la Cochrane se llegó a la conclusión que la elección de la técnica de amputación no tiene ningún efecto sobre el resultado y, por consiguiente, puede ser simplemente una cuestión de preferencia personal de cada cirujano. Los factores que pueden influir en esta elección son la experiencia previa de alguna técnica particular, la extensión del tejido no viable y la localización de cicatrices quirúrgicas preexistentes [17]. Pero es evidente que el exceso de partes blandas distales al muñón provoca una inestabilidad dentro del encaje que puede perjudicar el control de

la prótesis por parte del paciente y esto provoca secundariamente un aumento del equilibrio y un aumento de los metros, velocidad y satisfacción del paciente, siendo, por tanto, un dispositivo a tener en cuenta en este tipo de pacientes con exceso de partes blandas distales.

En relación a las complicaciones, en nuestro grupo de estudio se produjeron en dos de ellos flictenas que se relacionaron con la presión negativa que se produce dentro del encaje cuando el Sistema Harmony está en funcionamiento. Las flictenas no se produjeron en ningún paciente con el SH inactivo. Los pacientes que tuvieron las complicaciones eran de un nivel funcional K2, en relación al resto de pacientes que eran K3. Se relacionó la aparición de las flictenas con pacientes de funcionalidad baja

J. C. Muñoz, F. Montané, M. Vales Flores, R. Cassibba, R. Corrao, G. Represas

La Fuerza de Reacción Terrestre durante la Marcha normal y protésica – I Parte

El análisis cinético se ocupa del estudio del movimiento teniendo en cuenta las sollicitaciones mecánicas que lo generan, incluyendo el estudio de fuerzas de reacción terrestre, movimientos de torsión, tensiones en la interfase hueso-articulación-hueso, tensiones musculares y niveles energéticos [3], para lo cual se requiere del conocimiento de las fuerzas actuantes y de un modelo cinético. Conocer y evaluar las fuerzas que generan el movimiento permite profundizar en las causas de las alteraciones de la marcha [6]. En el presente artículo ofrecemos una síntesis sobre el conocimiento actual de la acción de la fuerza de reacción terrestre (FRT) sobre el pie durante la marcha humana. Para ello se describe la trayectoria del centro de presión plantar en la fase de apoyo y las variaciones de los valores de los componentes de dicha fuerza en las direcciones antero-posterior, medio-lateral y vertical. Finalmente, presentamos una aplicación en el caso de la marcha protésica.

Fuerza e interacciones

De acuerdo con la Ley de Inercia, todo cuerpo mantendrá su estado de movimiento en línea recta y a velocidad constante mientras sobre él no actúe ninguna fuerza externa neta. La fuerza es el agente físico capaz de cambiar la forma, velocidad y/o dirección de movimiento de un cuerpo.

Específicamente, la fuerza es una magnitud vectorial que se caracteriza por tener:

- un punto de aplicación sobre el objeto, por ejemplo, el “centro de gravedad del cuerpo”;
- un valor, intensidad o módulo del vector, expresado habitualmente en “newton” (en el Sistema Internacional) o en “kilogramo fuerza”

(Sistema Técnico), siendo la relación matemática entre ambas unidades de $1 \text{ kg} = 9.8 \text{ N}$

- una recta de acción o dirección de acción de la fuerza;
- un sentido, hacia un lado o hacia el otro sobre la recta de acción, indicando hacia dónde se ejerce la fuerza.

La fuerza se aplica, se ejerce o actúa sobre un objeto o sobre una persona, y es ejercida por otro objeto u otra persona. Se establece así una interacción entre los cuerpos.

El Sol ejerce una fuerza de atracción sobre la Tierra, mientras que nuestro planeta también ejerce una fuerza atractiva sobre el Sol. Al levantar una caja se ejerce una fuerza sobre la misma, pero también la propia caja ejerce una fuerza sobre el brazo que la eleva.

Isaac Newton comprendió que las fuerzas no son entes aislados, sino que expresan la acción mutua que se produce entre dos cuerpos. En otras palabras, “una fuerza es una medida cuantitativa de la interacción entre dos cuerpos”. La fuerza gravitatoria es una medida de la interacción entre dos masas. El peso es una medida de la interacción entre la Tierra y un cuerpo próximo a ella. Al caminar, la fuerza de rozamiento es una medida cuantitativa de la interacción entre el calzado y el suelo.

Estas interacciones ocurren tanto entre cuerpos que se encuentran en contacto como entre cuerpos separados por una cierta distancia. En el primer caso, nos referimos a “fuerzas por contacto”, como al empujar un armario o al pararnos sobre una balanza.

En el segundo caso, hacemos referencia a las “fuerzas a distancia”, como las producidas entre dos imanes separados.

Tercera Ley de Newton: Acción y Reacción

Dado que las fuerzas son interacciones entre cuerpos, éstas existen a pares, aunque en objetos diferentes. Así analizado, la atracción gravitatoria resulta ser una interacción entre dos masas, sean planetas, bolitas o el cuerpo humano y nuestro planeta. Por ser una interacción, cada masa experimenta una fuerza. El Sol atrae a la Tierra y a la vez la Tierra atrae al Sol. La Tierra atrae a la Luna y a la vez la Luna atrae a la Tierra, la Tierra atrae al saltador y éste atrae a la Tierra. Lo que puede resultar anti-intuitivo es que para cada par, ambas fuerzas tienen el mismo valor numérico. Esto se explica observando que el objeto de menor masa es el que más se acelera. Cuanto menor sea la masa de un cuerpo respecto del otro, entonces mayor será su aceleración, y viceversa.

La Tercera Ley de Newton, conocida como Principio de Acción y Reacción, sostiene que “siempre que un cuerpo A ejerce una fuerza (acción) sobre un cuerpo B, entonces el cuerpo B también ejerce una fuerza (reacción) sobre el cuerpo A, de igual magnitud pero en sentido contrario a la primera”. Las fuerzas de acción y reacción siempre actúan sobre objetos diferentes. Son un par de interacción y por esta razón es común denominar esta Ley como el “Principio de Interacción”.

Sus efectos se manifiestan constantemente a nuestro alrededor: el nadador ejerce una acción sobre el agua empujándola hacia atrás, y ésta una reacción sobre él que lo impulsa hacia delante. Al iniciar una carrera, el pie ejerce una acción hacia atrás y hacia abajo sobre el suelo, y éste produce una reacción sobre el atleta en sentido contrario pero con igual valor, permitiéndole avanzar. Esta fuerza del

suelo sobre la persona, producida "por contacto", recibe el nombre de fuerza de reacción terrestre (FRT), habitualmente conocida por sus siglas en inglés: GRF (Ground Reaction Force) (fig. 1).

Presión plantar

Presión y fuerza son dos conceptos diferentes, si bien relacionados entre sí. Una mujer caminando sobre la arena deja una marca más profunda en el terreno si tiene zapatos de tacón alto que si utiliza zapatillas o si está descalza. En ambas situaciones, la fuerza ejercida sobre la arena tiene igual intensidad, el

bio, si el área disminuye, entonces la presión aumenta. Cuando se utilizan tacones altos en la arena disminuye la superficie de contacto y por ello aumenta la presión, causando un hundimiento mayor. Los zapatos de escalada se fabrican con puntas filosas o clavos para aferrarse mejor al terreno, dado que ejercen mayor presión por su superficie de contacto reducida. Si en cambio se mantiene constante el área de contacto, cuando aumenta el valor de la fuerza aplicada también aumenta la presión ejercida, y viceversa.

El centro de presión es el punto sobre la superficie donde se puede

ción de la posición del centro de presiones. Este se desplaza hacia el centro del talón en el contacto inicial con el suelo, pasando por el borde externo del pie y cruzando finalmente más lentamente por las cabezas metatarsianas, registrándose una presión máxima en la región central del antepié, para terminar con el contacto del pulpejo del hallux (fig. 2).

Variaciones en la trayectoria del centro de presiones y sobrecargas pueden causar dolor en el apoyo plantar, cuyo origen podría encontrarse en factores diversos: alteraciones torsionales en miembros inferiores, disposición anómala de rodillas, desviación del eje pierna-pie, deformidad en las articulaciones del pie (por desgaste mecánico o enfermedad degenerativa crónica) e inconvenientes en los dedos (juanetes, por ejemplo), entre otros.

Cinética de la fuerza de reacción terrestre en marcha normal

Durante la marcha humana, el pie ejerce presión sobre el suelo. El suelo también ejerce presión sobre el pie. El resultado de la distribución de presiones en el pie en un instante determinado del apoyo es una fuerza que se encontrará aplicada en el centro de presiones. Esta fuerza, denominada fuerza de reacción terrestre (FRT), puede representarse mediante un vector en el espacio tridimensional, cuyas componentes (coordenadas) indican el valor de la fuerza en las direcciones vertical, antero-posterior y medio-lateral, pudiendo medirlas mediante una plataforma de fuerzas (fig. 3).

Es común expresar gráficamente la FRT como porcentaje del peso corporal (por ciento PC), en lugar de hacerlo en unidades de fuerza. Este procedimiento se conoce como "normalización", dando un valor numérico adimensional que permite comparar entre diferentes individuos sin importar el peso de éstos. De esta manera, cuando el peso corporal es igual a la fuerza ejercida sobre el suelo se obtiene un cociente igual a la unidad, o su equivalente porcentual del 100 por ciento. Si la FRT es mayor al peso, entonces se obtiene un valor mayor a uno (o 100 por ciento), mientras que dicho valor es menor a la unidad cuando la FRT es menor al peso.

Durante la marcha, las fuerzas de mayor intensidad son las verticales

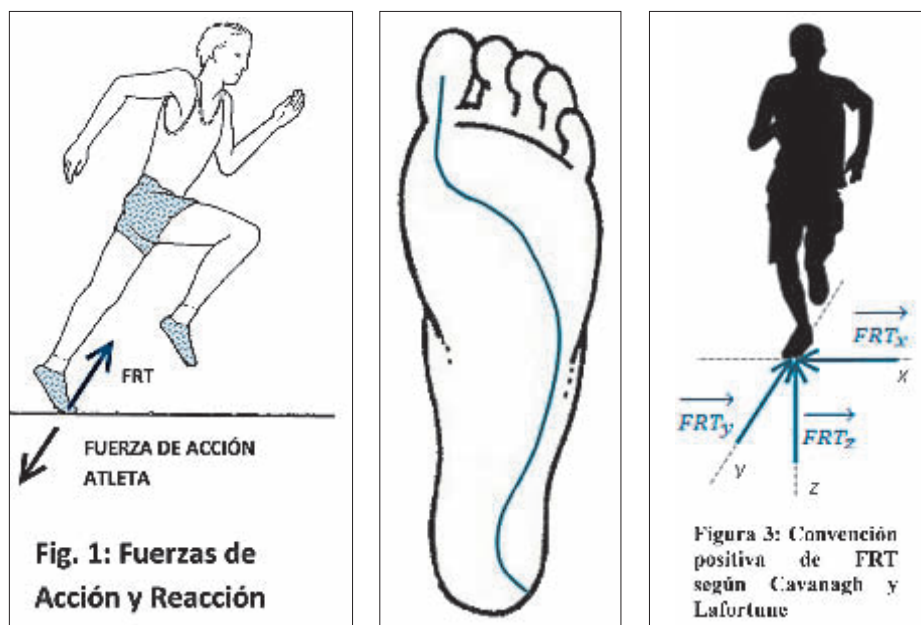


Fig. 1 Fuerzas de acción y reacción (www.answers.com/topic/ground-reaction-force).

Fig. 2 Desplazamiento del centro de presión [5].

Fig. 3 Convención positiva de FRT según Cavanagh y LaFortune (www.sxc.hu).

peso de la mujer, aunque existe una diferencia: la superficie de contacto entre el calzado y el suelo. La misma fuerza causa un hundimiento mayor cuando el área de contacto es menor, y viceversa. Este hecho puede ser explicado mediante el concepto de presión, que establece una relación entre la fuerza aplicada y el área de la superficie sobre la cual se ejerce dicha fuerza.

Dada una fuerza F que actúa perpendicularmente a una superficie de área A , se define la presión P como la fuerza ejercida por unidad de área, siendo el pascal (Pa) su unidad de medida en el SI (Sistema Internacional de Unidades de medida).

Manteniendo la fuerza constante, la presión disminuye cuando aumenta el área de contacto. En cam-

considerar que se ejerce la fuerza. En el caso del centro de presión plantar, puede ser entendido como el punto en que podemos suponer concentrada toda la fuerza ejercida sobre el pie debido a la reacción realizada por el suelo, la plataforma de fuerzas, el baropodómetro, etc. En otras palabras, es el punto de la planta del pie donde actúa la fuerza de reacción terrestre (FRT) en un instante determinado. Su ubicación, en general, no coincide con la proyección del centro de gravedad corporal sobre la base de soporte y tampoco con el centro geométrico de la misma.

Durante la marcha normal, la presión sobre el pie cambia de intensidad y de región en el transcurso de la fase de apoyo, produciendo a su vez una continua varia-

dado que son las responsables de sustentar el peso del cuerpo. Presentan una curva característica en forma de W invertida, como se puede ver en la figura 4. Con el contacto del talón se inicia la descarga del peso sobre la extremidad, aumentando rápidamente el valor de la fuerza de reacción. En la fase de apoyo medio, mientras simultáneamente se produce el paso de la extremidad contralateral, su intensidad disminuye debido a la aceleración ascendente del centro de gravedad

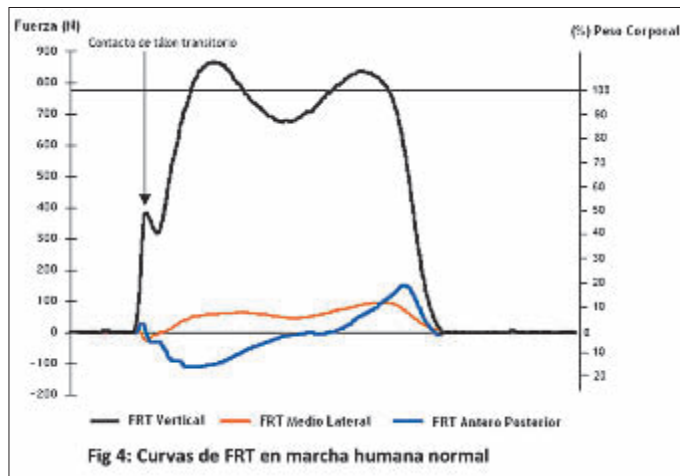


Fig. 4 Curvas de FRT en marcha humana normal (www.univie.ac.at/cga/teach-in/transient).

mientras avanza sobre el pie en apoyo, formando gráficamente un valle conocido como zona de levitación, dado que el valor de la FRT vertical toma valores menores que el del propio peso corporal. Finalmente durante el impulso de despegue sobre los metatarsianos vuelve a aumentar el valor de la fuerza, para disminuir y hacerse rápidamente cero al despegar los dedos (aprox. 60 por ciento del ciclo de

marcha), ya que desde este instante no hay contacto del pie analizado con el terreno, hasta el nuevo comienzo del ciclo en el próximo contacto de talón.

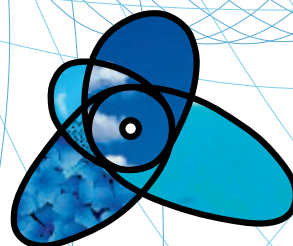
Habitualmente, en marcha normal se alcanzan valores verticales máximos de aproximadamente 1,20 (120 por ciento PC), lo que indica que la fuerza máxima es alrededor de un 20 por ciento mayor al peso corporal en dichos picos. El mínimo de levitación, por

su parte, es de alrededor del 80 por ciento del PC [4]. Al variar la velocidad de marcha, también lo hace la morfología de la curva. A mayor velocidad de marcha los picos y el valle se acentúan, mientras que el valle tiende a desaparecer al disminuir la velocidad.

Si se utilizan plataformas con una frecuencia de muestreo lo suficientemente rápidas en la adquisición de datos, entonces puede aparecer un pico extra en la pendiente ascendente, conocido como "heel strike transient". Es de muy breve

duración (hasta un dos por ciento del ciclo de marcha) dentro de los primeros 20 ms posteriores al contacto del talón con el suelo, que suele ser ocultado por el filtrado de las mediciones.

En la dirección de progresión, durante la fase de apoyo inicial hasta entrada la fase media, la fuerza de reacción sobre el pie es casi exclusivamente posterior –salvo en el breve contacto inicial– provocando el frenado o desaceleración



ORPROtec in

11^a

ORPROtec in

<http://orprotec.feriavalencia.com>

2011 20>22 OCT

Feria Internacional de Rehabilitación y Autonomía Personal

International Fair of Rehabilitation and Personal Autonomy

Internationale Messe für Rehabilitation und Persönliche Autonomie

Una nueva estrategia



FERIA VALENCIA



www.feriavalencia.com · ferivalencia@feriavalencia.com · tel.: (0034) 902 74 73 30 · fax: (0034) 902 74 73 45

del cuerpo. Luego de anularse su valor, en la etapa final de la fase media hasta el despegue de los dedos, su sentido es anterior, generando la aceleración o impulsión necesaria para dar el paso.

Por su parte, la fuerza de reacción mediolateral, es decir, perpen-

dicular a la dirección de progresión de la marcha, colabora en todo momento con la estabilidad durante la misma.

Datos de contacto del autor:

Favio Montané
Instituto de Ciencias de la

Rehabilitación y el Movimiento
Universidad Nacional de
General San Martín (UNSAM)
Buenos Aires
Argentina
fmmtane@gmail.com

II Parte en la próxima edición

Referencias

- [1] Béseler Soto, M. R.: Estudio de los parámetros cinéticos de la marcha del paciente hemipléjico mediante plataformas dinamométricas. Tesis Doctoral, Universidad de Valencia, Servei de Publicacions, 2006
- [2] Cavanagh, P., M. Lafortune: Ground reaction force in distance running. In: J. Biomechanics, Vol. 13, 397-406, Pergamon Press LTD, Great Britain, 1980
- [3] Harris, G. F., J. J. Wertsch: Procedures of gait analysis, Arch Phys Med Rehabil 75, 216-225, 1994
- [4] Perry, J.: Gait analysis. Normal and pathological function, Slack Incorporated, Second edition, Thorofare, 2010
- [5] Viladot, R., O. Cohi, S. Clavell: Ortesis y Prótesis del Aparato Locomotor, Tomo 2.1: Extremidad Inferior, Edit. Masson, Barcelona, 2000
- [6] Winter, D. A.: Concerning the scientific basis for the diagnosis of pathological gait and for rehabilitation protocols, Physiotherapy Canada 37 (4), 245-252, 1985

Noticias

Nueva Unloader One, una innovación de vanguardia

Unloader One de Össur es una solución altamente eficaz no invasiva que descarga el cartílago afectado para aliviar el dolor y aumentar la movilidad. Probada científicamente, es una opción de tratamiento relativamente económica, siendo adecuada para todos los niveles de actividad. La acción de

descarga del soporte también contrarresta el avance de la abrasión del cartílago, impidiendo de forma eficaz un mayor progreso de la degeneración.

Fabricada con la tecnología más innovadora, Unloader One es el resultado de varias mejoras importantes en el concepto Unloader ori-

ginal. Su diseño, poco voluminoso y ligero, hace que los pacientes sean más receptivos en cuanto a la utilización de estas órtesis. Ahora más fáciles de usar para el paciente mediante un sistema de puntos en color.

Más información:
www.ossur.es

Pedar-x, sistema de calidad de medida de presión dinámica, incorporado al calzado

Pedar-x es un sistema de medida de distribución de la presión exacto y de confianza, para monitorear sobrecargas locales entre el pie y el calzado. Pedar-x, con sus múltiples características estándar y sus modos operativos, ofrece una moderna versatilidad, pudiéndose conectar a un PC con un cable USB de fibra óptica. Gracias a la moderna tecnología Bluetooth que trae incorporada, existe la posibilidad de conexión con un PC de bolsillo, portátil o de sobremesa con tecnología inalámbrica. Como alternativa adicional, Pedar-x incorpora un almacenamiento de memoria flash que permite recopilar datos en cualquier lugar y descargarlos luego en el ordenador.

Todas estas características hacen que el sistema Pedar-x sea extremadamente móvil y adaptable a virtualmente todas las necesidades de pruebas tales como caminar, correr, subir escaleras e inclusive andar en bicicleta. Los resultados son, por lo tanto, más relevantes para la vida real.

El sistema Pedar-x se conecta a plantillas sensoras muy cómodas y elásticas que cubren toda la superficie plantar, o a almohadillas sensoras para las áreas dorsales, medias o laterales del pie.

El sistema Pedar-x permite múltiples opciones de sincronización compatibles con EMG y sistemas de vídeo para el análisis del ciclo de marcha.

Aplicaciones: investigación y diseño del calzado, ayuda al diseño ortopédico, asesoramiento de rehabilitación, análisis cinético de la marcha libre, biomecánica deportiva y bio-retroalimentación.

Con la asistencia del dispositivo de calibración trublu todos los sensores del sistema Pedar se calibran individualmente. La calibración garantiza datos exactos y fáciles de reproducir, y pueden ser consultados por el usuario en cualquier momento. El software de adquisición de datos Pedar contiene varias aplicaciones útiles y fáciles de utilizar para la rápida recopilación y presentación de datos de presión.

Más información:
www.novel.de

Össur® para una vida sin limitaciones!



bionic
TECHNOLOGY BY ÖSSUR

RHEO KNEE®



UNLOADER ONE®

DIRECCIÓN

Össur Iberia
Parque Európolis
Calle Edimburgo N°14
28232 Las Rozas - Madrid
España
TEL +34 916.36.06.93
FAX +34 916.37.21.43
E-MAIL ortesica@ossur.com
WEB www.ossur.es

DIRECCIÓN

Össur Brasil
Av. Protásio Alves, 3508/402
Porto Alegre-RS - Brasil
CEP 90.410-007
TEL (+55 51) 3334-1144
E-MAIL contato@ossur.com.br



Life Without Limitations®

Otto Bock®

QUALITY FOR LIFE

Sistema Harmony P3 suspensión mediante vacío activo



algunas veces,
menos es más.



Mejora la circulación:

Reduce los cambios de volumen de muñón
Disminuye el riesgo de úlceras y facilita su curación

Mejora la propiocepción:

Aumento del control sobre la prótesis
Aumenta la seguridad



Amortigua los impactos y proporciona rotación

Reparte las fuerzas dentro del encaje

Otto Bock Ibérica, S.A.

C/Majada, 1 · 27860 Tres Cantos (Madrid) · Teléfonos 902 877 600 / 91 806 30 00 · Fax 900 31 42 53 · info@ottobock.es · www.ottobock.es