

Época II . Año 1
Núm.1 / 2013

t o i
Técnica Ortopédica Internacional



FETOR
FEDERACIÓN ESPAÑOLA
DE TÉCNICOS ORTOPÉDICOS





UNA NUEVA ALTERNATIVA AL YESO CONVENCIONAL

*EXOS es la última tecnología en
ortesis termoconformables.*

Una Solución

REUTILIZABLE, MOLDEABLE, AJUSTABLE, REFORMABLE
E IMPERMEABLE en el tratamiento de fracturas,
esguinces y lesiones que requieran
inmovilización.

- Originales
- Resistentes al agua
- Fáciles de limpiar
- Ajustables a la anatomía de cada paciente.
- De rápida y fácil aplicación
- Más ligeras que el yeso y la fibra de vidrio.
- Radiolúcidas



Si aún no las conoces y quieres que te hagamos una formación,
llámanos al **902 180 690** o mándanos un mail a es.info@DJOglobal.com



Editorial

La revista TOI. Técnica Ortopédica Internacional inicia con este ejemplar una nueva etapa. Tras un periodo de varios años sin editarse, desde FETOR retomamos la publicación de la revista TOI con la voluntad de aportar al sector una publicación rigurosa y profesional, compuesta exclusivamente por artículos científicos, técnicos y médicos.

FETOR siempre ha manifestado abiertamente su interés y preocupación por la formación de los profesionales del sector. En este marco asumimos el reto de iniciar una nueva etapa de la revista TOI, una publicación con contenidos escritos por profesionales y para profesionales, cuyo objetivo es convertirse en herramienta de consulta y publicación de referencia para el sector de la ortopedia, en su conjunto.

La revista TOI. Técnica Ortopédica Internacional se empezó a editar en el año 1988, conjuntamente por las Federaciones de Ortopedia de España (FETOR), Francia (UFOP) e Italia (FIO-TO). Las circunstancias y la realidad de cada mercado motivaron que esta publicación dejara de editarse coincidiendo con la entrada del siglo XXI. Ahora, desde FETOR afrontamos el apasionante proyecto de darle una nueva vida a esta publicación, con el convencimiento que aportará al sector informaciones y conocimientos de interés para todos los profesionales que lo componemos.

Este es, pues, el primer ejemplar de una nueva etapa de la revista TOI que esperamos sea larga y, sobre todo, interesante y útil para el sector de la ortopedia.





Técnica Ortopédica Internacional

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

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.

Núm. 1 / 2013



Sumario

- Efectos de una ortesis con resistencia gradual en la extensión de rodilla
Página 5
- La prótesis ocular
Página 13
- Uso de ortesis dinámicas en el tratamiento de patologías del miembro superior que cursan con alteraciones del tono
Página 17
- Efectos de un novedoso dispositivo de sujeción dinámica de la cabeza en la alimentación de personas con mal control cefálico
Página 23
- Análisis de la sedestación. Propuesta de valoración pélvica E.C.O.T
Página 27

Investigación clínica

Efectos de una ortesis con resistencia gradual en la extensión de rodilla

Christopher J. Stanley, licenciado en Ciencias (MS); **R. Alexander Creighton**, licenciado en Medicina (MD), **Michael T. Gross**, fisioterapeuta (PT), doctor en Medicina (PhD), **Asociación Americana de Fisioterapia (EAPTA)**, **William E. Garrett**, licenciado en Medicina (MD), doctor en Medicina (PhD); **Bing Yu**, doctor en Medicina (PhD)

Resumen



Antecedentes. Los pacientes revisten altos índices de recaída de la lesión tras la reconstrucción del ligamento cruzado anterior (LCA). Los pequeños ángulos de flexión de la rodilla y las grandes fuerzas posteriores máximas de reacción con el suelo durante los procesos de aterrizaje aumentan la carga del LCA.

Dudas/objetivos. Hemos determinado los efectos de una ortesis para la restricción de la extensión de la rodilla en el ángulo de flexión de la rodilla, la fuerza posterior máxima de reacción con el suelo y la velocidad del movimiento durante actividades funcionales de pacientes tras una reconstrucción del LCA.

Pacientes y métodos. En el estudio participaron seis pacientes de sexo masculino y otros seis pacientes de sexo fe-

menino, los cuales se habían sometido a una reconstrucción LCA entre 3,5 y 6,5 meses antes. Se recabaron datos video-gráficos en tres dimensiones y placas de fuerza mientras los pacientes caminaban en llano, corrían y descendían escaleras con una ortesis para la restricción de la extensión de la rodilla, o bien con una ortesis para la no restricción, o bien sin ninguna ortesis para la rodilla. Se compararon el ángulo de flexión de la rodilla al inicio del contacto del pie con el suelo, la fuerza posterior máxima de reacción con el suelo y la velocidad del movimiento con las condiciones de la ortesis y entre los diferentes sexos de los pacientes.

Resultados. El uso de la ortesis para la restricción de la extensión de la rodilla incrementó el ángulo de flexión de la rodilla al inicio del contacto del pie para cada actividad en comparación con las otras dos condiciones de la ortesis. El uso de la ortesis para la restricción de la extensión de la rodilla redujo también la fuerza posterior máxima de reacción con el suelo al caminar, pero no al correr y bajar las escaleras.

Conclusiones. A pesar de que la ortesis para la restricción de la extensión de la rodilla no redujo de forma constante la fuerza posterior máxima de reacción con el suelo en todas las actividades funcionales, sí aumentó de forma constante el ángulo de flexión de la rodilla, reduciendo la carga del LCA tal y como sugieren diferentes estudios previos. Estos resultados sugieren que la ortesis para la restricción de la extensión de la rodilla tiene potencial como herramienta de rehabilitación para alterar las pautas de movimiento de las extremidades inferiores de los pacientes tras la reconstrucción del LCA y corregir los elevados índices de recaída de la lesión.

Nivel de la prueba. Nivel II, estudio terapéutico. Consulte las Directrices para Autores con el fin de obtener una descripción completa de los niveles de prueba.

Christopher Stanley ha contribuido a título personal en la creación de este artículo. Las opiniones vertidas son suyas y no representan necesariamente las opiniones de los Institutos Nacionales de Salud o del Gobierno de EE. UU.

Uno de los autores (BY) ha recibido fondos de DJO LLC (Vista, California). Todos los demás autores certifican que no poseen ningún interés comercial (p. ej. consultorías, acciones, intereses accionariales, acuerdos de patentes/licencias, etc.) que puedan suponer un conflicto de interés en relación con el artículo presentado.

Cada autor certifica que su institución ha aprobado el protocolo humano para la presente investigación, que todas las investigaciones se han llevado a cabo con arreglo a los principios éticos de la investigación, y que se ha obtenido el consentimiento expreso para la participación en este estudio.

Este trabajo se ha llevado a cabo en la Universidad de Carolina del Norte de Chapel Hill.

C. J. Stanley

Institutos Nacionales de Salud, Bethesda, licenciado en Medicina, EE. UU.

R. A. Creighton, B. Yu

Departamento de Cirugía Ortopédica, Universidad de Carolina del Norte de Chapel Hill, Chapel Hill, Carolina del Norte, EE. UU.

M. T. Gross, B. Yu

Centro para la Ciencia de Movimientos Humanos, División de Fisioterapia, Universidad de Carolina del Norte de Chapel Hill, CB# 7135, Bondurant Hall, Chapel Hill, NC 27599-7135, EE. UU. Correo electrónico: <byu@med.unc.edu>.

W. E. Garrett

División de Cirugía Ortopédica, Centro Médico de la Universidad de Duke, Durham, Carolina del Norte, EE. UU.

Introducción

La rotura del LCA constituye una lesión habitual en el mundo del deporte y representa el coste médico directo más elevado de todas las lesiones deportivas [9, 30].

Entre 100 000 y 250 000 personas padecen anualmente en EE. UU. una lesión del LCA [18, 20-22]. Las fuerzas armadas de EE. UU. informan de que la población militar posee un índice de lesiones del LCA diez veces superior al de la población general [34]. El gasto estimado para las cirugías de reconstrucción del LCA superó en el año 2000 los 2000 millones de dólares [20]. El estudio más reciente indicó que el gasto anual de las cirugías de reconstrucción del LCA podría superar incluso los 4000 millones de dólares [19].

Las cirugías de reconstrucción del LCA requieren una rehabilitación larga y económicamente elevada. Algunos autores les recomendaron a los pacientes la necesidad de realizar una rehabilitación de 4 a 6 meses antes de volver a practicar actividades deportivas tras someterse a la cirugía de reconstrucción del LCA, e incluso entre 6 y 9 meses en el caso de actividades con fuertes cambios de dirección o de giro [5, 12, 15]. A pesar de que la mayoría de los atletas lesionados es capaz de volver a niveles de competición anteriores a la lesión tras la rehabilitación, sus rendimientos pueden verse afectados de forma negativa [7]. Además, estos atletas aún cuentan con un mayor riesgo de recaída de la lesión del LCA [10, 13, 32, 33, 36, 37, 40] y de padecer trastornos secundarios de la rodilla, como osteoartritis, inestabilidad crónica de la rodilla, y daños en el menisco y las superficies condrales [10, 16, 24, 42]. Se necesita un impulso en las técnicas de rehabilitación para mejorar el resultado de la rehabilitación y la calidad de vida de los pacientes tras la reconstrucción del LCA.

Se ha diseñado una ortesis para la restricción de la extensión de la rodilla y esta ha demostrado ser efectiva tanto para aumentar el ángulo de flexión de la rodilla como para reducir la fuerza posterior máxima de reacción con el suelo para sujetos sin lesiones en las extremidades inferiores durante el aterrizaje al realizar una tarea de parada y salto [27, 42]. El aumento del ángulo de flexión de la rodilla y la reducción de la fuerza posterior máxima de reacción con el suelo durante el aterrizaje puede reducir el riesgo de lesiones del LCA sin contacto [1, 4, 14, 29, 31, 35, 42]. Por lo tanto, esta ortesis para la restricción de la extensión de la rodilla puede albergar el potencial necesario como herramienta de rehabilitación para modificar las pautas de movimiento de las extremidades inferiores de los pacientes tras la reconstrucción del LCA y para corregir el elevado índice de recaída de la lesión. Comprender los efectos al utilizar esta ortesis para la restricción de la extensión de la rodilla en las pautas de movimiento de las extremidades inferiores durante las actividades funcionales diarias de los pacientes tras someterse a una reconstrucción del LCA se antoja esencial para el estudio futuro de las aplicaciones clínicas de esta ortesis.

Por eso hemos establecido los efectos de la ortesis para la restricción de la extensión de la rodilla en el ángulo de flexión de la rodilla y las fuerzas de reacción con el suelo para las actividades funcionales de pacientes tras someterse a una reconstrucción del LCA. Nuestra hipótesis era que los pacientes que llevaran la ortesis para la restricción de la extensión de la rodilla incrementarían el ángulo de flexión de su rodilla al inicio del contacto del pie con el suelo al caminar en llano, al correr o bajar escaleras. Otra de nuestras hipótesis era que los pacientes que llevaran la ortesis para la restricción de la extensión de la rodilla reducirían las fuerzas máximas de reacción con el suelo durante las actividades funcionales seleccionadas. Otra hipótesis era finalmente que el uso de la ortesis no afectaría a la velocidad de los movimientos de los pacientes para las actividades funcionales seleccionadas.

Pacientes y métodos

Para el presente estudio, se ha captado a seis pacientes de sexo masculino y a otros seis de sexo femenino que se habían sometido a una reconstrucción del LCA entre 3,5 y 6,5

meses antes. La edad de estos sujetos oscilaba entre los 18 y 32 años, de modo que la media de edad era de 22,4 años. El uso de sujetos humanos fue aprobado por la Junta Biomédica de Revisión Interna de la institución. Antes de realizar la recopilación de los datos, se ha procedido a la obtención del consentimiento por escrito de cada uno de los sujetos. Se ha registrado la altura, el peso, la fecha de reconstrucción del LCA y la pierna afectada de cada uno de los sujetos.

A cada uno de los sujetos se le ha sometido a una prueba de tres actividades funcionales bajo tres condiciones de ortesis diferentes. Las tres actividades funcionales eran (1) caminar en llano, (2) correr, y (3) bajar por unas escaleras. Al caminar en llano y correr, los sujetos abordaron una placa de fuerza con cuatro o cinco pasos, aterrizando con la pierna sometida a la prueba en la placa de fuerza y completando cuatro o cinco pasos más. En el caso del descenso por las escaleras, los sujetos bajaron caminando por una escalera que consistía en cuatro escalones con los dos escalones inferiores conectados rígidamente a las placas de fuerza. La altura de cada escalón era de 0,18 m. El orden de las actividades de prueba era aleatorio para cada uno de los sujetos.

Las tres condiciones para la ortesis eran (1) con la ortesis para la restricción de la extensión de la rodilla, (2) con una ortesis sin la restricción, y (3) sin ninguna ortesis. La ortesis para la restricción de la extensión de la rodilla se elaboró con manguitos para el muslo y la pantorrilla (Djo LLC, Vista, California, EE. UU.). Varias correas de velcro fijaban la ortesis a la pierna. La restricción de la extensión de la rodilla consiste en un mecanismo de muelle que aplica gradualmente un aumento en la resistencia a la extensión de la rodilla desde una flexión de 40° a una flexión de 10°, en cuyo punto se ubica un tope rígido que previene la extensión adicional. El resistente apriete es regulable y se ha ajustado de tal forma que aumentara gradualmente hasta un máximo de 3,5 Nm justo antes de la flexión de 10° de la rodilla. La ortesis de la rodilla sin restricción se elaboró de forma idéntica a la ortesis con restricción, a excepción de la función de restricción. Las ortesis estaban disponibles en tallas especialmente pequeñas, medianas y especialmente grandes. El orden de las condiciones de la ortesis era aleatorio para cada paciente.

En el paciente se colocaron de manera bilateral marcadores reflectantes pasivos en la espina ilíaca anterosuperior, el proceso acromial del hombro, el lateral del muslo, la tuberosidad tibial, la inserción distal y el maléolo lateral. Asimismo se colocó un marcador reflectante pasivo en la articulación L4-L5. A los pacientes se les permitió practicar cada una de las tareas hasta sentirse cómodos realizándolas y completar cinco ensayos con éxito para cada combinación de actividad funcional y condición de la ortesis a una velocidad autoseleccionada. Un ensayo realizado con éxito se definía como un ensayo en el que se recababan con éxito tanto los datos ideográficos como los de la placa de fuerza.

Se utilizaron ocho cámaras de infrarrojo para grabar las trayectorias de los marcadores reflectantes en el sujeto en tres dimensiones (3D) y en tiempo real a una frecuencia de imagen de 120 imágenes por segundo. Las videocámaras se calibraron con un volumen de calibrado de 2,5 m de largo x 1,5 m de ancho x 2,5 m de alto, incluyendo las placas de fuerza y el espacio en el que

se desarrollaron todas las actividades funcionales. Se reunieron las señales de fuerza de reacción con el suelo desde placas de fuerza 4060A de Bertec de dos tipos (Bertec Corp, Worthington, Ohio, EE. UU.) a una frecuencia de muestreo de 1000 muestras por segundo y por canal. Los datos videográficos y análogos se sincronizaron y registraron mediante el sistema videográfico Motus de máximo rendimiento y de adquisición de datos análogos (Peak Performance Technology Inc., Englewood, Colorado, EE. UU.). Tras comprobar todas las actividades funcionales para todas las condiciones de la ortesis, se colocaron marcadores reflectantes pasivos adicionales de forma bilateral en los cóndilos laterales y mediales de la tibia y el meléolo medial. Se desarrolló un ensayo de posición estática en la que se reunieron los datos videográficos en 3D de todos los marcadores reflectantes mientras el paciente se encontraba en el centro del área cubierta con las placas de fuerza.

Las coordenadas 3D en tiempo real de los marcadores reflectantes reunidos durante cada ensayo de las actividades funcionales se filtraron a través de un filtro digital de paso lento Butterworth a una frecuencia estimada de separación óptima de 10 Hz [41]. Las posiciones de los cóndilos mediales de la tibia y el meléolo medial de cada cuerpo en cada ensayo para las actividades funcionales se estimaron a partir de la posición y orientación de la tibia y las posiciones de los marcadores en los cóndilos laterales y mediales de la tibia y el meléolo medial en relación con la tibia. La posición y orientación de la tibia en un determinado cuerpo concreto se establecieron a partir de los lugares de los marcadores en la tuberosidad tibial, la tibia distal y el meléolo lateral del cuerpo. Los lugares de los marcadores en los cóndilos laterales y mediales de la tibia y el meléolo medial en relación con la tibia se obtuvieron a partir de los lugares de todos los marcadores reflectantes en el ensayo de posición estática. Los lugares de los centros de la cadera se estimaron tal y como se describe en Bell et al. [3]. El centro de la rodilla se definió como el punto central entre los cóndilos laterales y mediales de la tibia. El centro del tobillo se definió como el punto central entre los meléolos mediales y laterales. Los ángulos de la rodilla se calcularon como ángulos de Euler del marco de referencia de la tibia en relación con el marco de referencia del fémur con flexión-extensión, valgo-varo y rotación interna-externa como rotación primera, segunda y tercera, respectivamente. Las velocidades horizontales de los centros de la cadera al inicio del contacto del pie con el suelo se promediaron como la velocidad horizontal correspondiente de la pelvis y se utilizaron como un cálculo de toda la velocidad horizontal del cuerpo al inicio del contacto del pie con el suelo. Las señales eléctricas de las placas de fuerza se convirtieron en tres componentes del vector de fuerza de la reacción con el suelo, el lugar del centro de presión y los momentos de liberación. Las fuerzas de reacción con el suelo se normalizaron al peso del cuerpo. El procesamiento completo de señales y la reducción de datos se realizó utilizando la versión 6.5 del programa de reducción de datos de movimiento MotionSoft 3D (MotionSoft Inc., Chapel Hill, Carolina del Norte, EE. UU.).

Se llevaron a cabo unos análisis de dos direcciones de la covarianza (ANCOVA) con diseño mixto para comparar el ángulo de flexión de la rodilla al inicio del contacto del pie con el suelo y la fuerza posterior máxima de reacción con el suelo para cada actividad. La condición de la ortesis se consideró una medida repetida, el sexo una medida independiente, y la velocidad horizontal de la pelvis la covarianza. Investigaciones anteriores han demostrado que el sexo puede influir en el ángulo de flexión de

la rodilla y las fuerzas de reacción con el suelo [6, 11, 23, 25, 28]. Por lo tanto, se ha incluido el sexo para determinar si existía un efecto interactivo entre la condición de la ortesis y este. El objetivo de este estudio consistía en determinar el efecto de la ortesis, y no el del sexo.

También se realizó una ANOVA de dos direcciones con diseño mixto para comparar la velocidad horizontal de la pelvis para cada actividad. La condición de la ortesis se trató como una medida repetida, y el sexo como una medida independiente.

Se desarrolló una ANOVA de una dirección con medidas repetidas para comparar las variables dependientes entre las condiciones de la ortesis para cada sexo si se detectaba una interacción entre la condición de la ortesis y el sexo. Se desarrollaron pruebas T pareadas para localizar las diferencias si se detectaba un efecto principal de la condición de la ortesis.

Se eligió un índice de error de Tipo I de 0,05 para indicar un valor estadístico. Se realizó un ajuste de Bonferroni para pruebas T pareadas post hoc con el fin de garantizar el índice de error total de Tipo I para cada análisis ANOVA. Todos los análisis estadísticos se desarrollaron utilizando la versión 11 del programa SPSS (SPSS Inc., Chicago, Illinois, EE. UU.).

Resultados

No se dio ningún efecto interactivo entre la condición de la ortesis y el sexo para ninguna variable dependiente de ninguna actividad funcional ($p \geq 0,341$).

La condición de la ortesis afectó ($p = 0,001$) al ángulo de flexión de la rodilla al inicio del contacto del pie en las tres actividades funcionales (Tabla 1). Los sujetos contaban con ángulos mayores ($p = 0,001$) de flexión de la rodilla al inicio del contacto del pie al llevar la ortesis para la restricción de la extensión de la rodilla en comparación con la ortesis para la no restricción o al no llevar ortesis ninguna (Tabla 1). La velocidad al caminar afectó ($p = 0,034$) al ángulo de flexión de la rodilla. El ángulo de flexión de la rodilla disminuyó conforme aumentó la velocidad al caminar. La velocidad al correr o al descender las escaleras no afectó ($p \geq 0,401$) al ángulo de flexión de la rodilla.

Tabla 1. Efectos de la condición de la ortesis en el ángulo de flexión de la rodilla al iniciar el pie el contacto con el suelo

Actividad funcional	Sexo	Ángulo de flexión de la rodilla (°)		
		Ortesis para la restricción	Ortesis para la no restricción	Sin ortesis
Caminar en llano*	Mujer	3,0 ± 3,1	0,0 ± 3,8	-1,3 ± 3,1
	Hombre	5,3 ± 2,9	1,6 ± 2,5	1,5 ± 3,2
Correr*	Mujer	11,2 ± 4,5	6,9 ± 5,2	6,5 ± 4,0
	Hombre	11,6 ± 2,2	8,3 ± 2,6	7,6 ± 2,6
Descender escaleras*	Mujer	13,6 ± 2,3	9,6 ± 1,9	6,7 ± 2,5
	Hombre	18,2 ± 6,7	14,4 ± 6,9	13,7 ± 6,1

Los valores indican la media ± DE; *el ángulo de flexión de la rodilla era mayor al llevar la ortesis para la restricción que al llevar la ortesis para la no restricción ($p = 0,001$) o al no llevar ortesis ninguna ($p = 0,001$).

Tabla 2. Efectos de la condición de la ortesis con la fuerza posterior máxima de reacción con el suelo

Actividad funcional	Sexo	Fuerza posterior máxima de reacción con el suelo (peso del cuerpo)		
		Ortesis para la restricción	Ortesis para la no restricción	Sin ortesis
Caminar en llano*	Mujer	0,155 ± 0,041	0,179 ± 0,055	0,193 ± 0,053
	Hombre	0,167 ± 0,034	0,197 ± 0,072	0,192 ± 0,065
Correr	Mujer	0,138 ± 0,075	0,119 ± 0,064	0,158 ± 0,090
	Hombre	0,181 ± 0,114	0,223 ± 0,124	0,205 ± 0,095
Descender escaleras	Mujer	0,017 ± 0,096	0,027 ± 0,073	0,022 ± 0,086
	Hombre	0,034 ± 0,048	0,043 ± 0,063	0,050 ± 0,038

Los valores indican la media ± DE; *la fuerza posterior máxima de reacción con el suelo era inferior al llevar la ortesis de restricción que al llevar la ortesis de no restricción ($p = 0,025$) o al no llevar ortesis ninguna ($p = 0,007$).

La condición de la ortesis afectó ($p = 0,021$) a la fuerza posterior máxima de reacción con el suelo al caminar en llano (Tabla 2). Los sujetos contaban con valores inferiores para las fuerzas posteriores máximas de reacción con el suelo al llevar la ortesis para la restricción de la extensión de la rodilla que al llevar la ortesis para la no restricción ($p = 0,025$) o al no llevar ortesis ninguna ($p = 0,007$) (Tabla 2). La condición de la ortesis no afectó a la fuerza posterior máxima de reacción con el suelo al correr ($p = 0,538$) y al descender las escaleras ($p = 0,390$) (Tabla 2).

La velocidad al caminar afectó ($p = 0,009$) a la fuerza posterior máxima de reacción con el suelo. La fuerza posterior máxima de reacción con el suelo decreció conforme fue aumentando la velocidad al caminar. La velocidad al correr y al bajar las escaleras no afectó a la fuerza posterior máxima de reacción con el suelo ($p \geq 0,368$).

La condición de la ortesis afectó ($p = 0,035$) a la velocidad al caminar (Tabla 3). Los pacientes contaban con velocidades inferiores al caminar al llevar la ortesis para la restricción o la

ortesis para la no restricción que cuando no llevaban ortesis ninguna ($p = 0,001$ y $p = 0,012$, respectivamente). La condición de la ortesis afectó ($p = 0,043$) a la velocidad al bajar las escaleras (Tabla 3). Los sujetos contaban con velocidades mayores para descender las escaleras cuando llevaban la ortesis para la restricción de la extensión de la rodilla o cuando no llevaban ortesis ninguna que al llevar la ortesis de no restricción de la rodilla ($p = 0,002$ y $p = 0,019$, respectivamente). La condición de la ortesis afectó ($p = 0,876$) a la velocidad horizontal al correr (Tabla 3).

Debate

Los pacientes revisten altos índices de recaída de la lesión tras la reconstrucción del LCA. Los pequeños ángulos de flexión de la rodilla y las grandes fuerzas posteriores máximas de reacción con el suelo durante los procesos de aterrizaje aumentan la carga del LCA. Hemos establecido los efectos de la ortesis para la restricción de la extensión de la rodilla en el ángulo de flexión de la rodilla, la fuerza posterior máxima de reacción con el suelo y la velocidad de movimiento en las actividades funcionales de pacientes tras someterse a una reconstrucción del LCA.

Nuestro estudio cuenta con varias limitaciones que deberían considerarse en futuros estudios. La ortesis para la restricción de la extensión de la rodilla se diseñó para modificar la biomecánica del plano sagital de las extremidades inferiores para las actividades dinámicas. En el presente estudio, la evaluación de los efectos de la ortesis para la restricción de la extensión de la rodilla en la cinemática y cinética de las extremidades inferiores se centró en el mecanismo del plano sagital. A pesar de que un estudio sobre la carga del LCA demostró que la biomecánica del plano sagital es el mayor contribuyente de la carga del LCA, el valgo-varo de la rodilla y los momentos de rotación internos también afectan a la carga del LCA [29]. Los estudios futuros deberían determinar los efectos de la ortesis para la restricción de la extensión de la rodilla en la biomecánica del plano que no sea sagital. Asimismo, a pesar de que hayamos demostrado que la ortesis para la restricción de la extensión de la rodilla alteró el ángulo de flexión de la rodilla durante un contacto inicial y la fuerza posterior máxima de reacción con el suelo a nuestros pacientes, no medimos la carga del LCA o la probabilidad de lesiones del LCA con pautas modificadas de movimiento de las extremidades inferiores.

Tabla 3. Efectos de la condición de la ortesis en la velocidad del movimiento horizontal

Actividad funcional	Sexo	Velocidad del movimiento horizontal (m/s)		
		Ortesis para la restricción	Ortesis para la no restricción	Sin ortesis
Caminar en llano*	Mujer	1,54 ± 0,15	1,54 ± 0,08	1,63 ± 0,09
	Hombre	1,56 ± 0,13	1,64 ± 0,30	1,69 ± 0,20
Correr	Mujer	2,63 ± 0,37	2,54 ± 0,31	2,55 ± 0,29
	Hombre	2,74 ± 0,28	2,76 ± 0,25	2,77 ± 0,29
Descender escaleras*	Mujer	0,76 ± 0,09	0,72 ± 0,11	0,75 ± 0,09
	Hombre	0,87 ± 0,14	0,78 ± 0,09	0,83 ± 0,09

Los valores indican la media ± DE; *la velocidad del movimiento era inferior ($p = 0,001$) al llevar la ortesis para la restricción que al no llevar ortesis ninguna; †la velocidad del movimiento era inferior ($p = 0,012$) al llevar la ortesis de no restricción que al no llevar ninguna ortesis; ‡la velocidad del movimiento era inferior al llevar la ortesis de no restricción que al llevar la ortesis de restricción ($p = 0,002$) o al no llevar ortesis ninguna ($p = 0,019$).

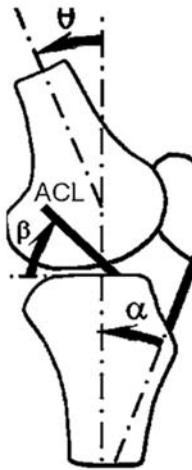


Fig. 1.- Se muestran el ángulo del tendón rotuliano-diáfisis tibial (α), el ángulo de elevación del LCA (β), y el ángulo de flexión de la rodilla (θ).

Se requieren estudios futuros para desarrollar métodos para medir la carga del LCA in vivo con el fin de confirmar los efectos de la ortesis para la restricción de la extensión de la rodilla. Además, los efectos no significativos de la ortesis para la restricción en las fuerzas de reacción con el suelo pueden ser la consecuencia de errores de Tipo II debido a una envergadura de muestreo demasiado pequeña. Puede ser necesaria la aportación de estudios futuros con tamaños de muestreo más grandes para reevaluar el efecto de la ortesis de restricción en la fuerza de reacción con el suelo.

Nuestros resultados respaldan nuestra primera hipótesis de que, tras la reconstrucción del LCA, los pacientes aumentan el ángulo de flexión de su rodilla al iniciar el contacto para actividades funcionales seleccionadas mientras llevan la ortesis para la restricción de la extensión de la rodilla. Estos resultados son consecuentes con aquellos que proceden de estudios anteriores para deportistas aficionados sin lesiones del LCA [27, 42].

Nuestros resultados respaldan parcialmente nuestra segunda hipótesis de que, tras la reconstrucción del LCA, los pacientes reducen sus fuerzas posteriores máximas de reacción con el suelo durante las actividades funcionales seleccionadas mientras llevan la ortesis para la restricción de la extensión de la rodilla. Nuestros resultados demostraron que, tras la reconstrucción del LCA, los pacientes disminuyeron su fuerza posterior máxima de reacción con el suelo mientras caminaban en llano y llevaban la ortesis para la restricción de la extensión de la rodilla. Estos resultados también son consecuentes con aquellos que proceden de estudios anteriores para deportistas aficionados sin lesiones del LCA [27, 42]. Sin embargo, nuestros pacientes no mostraron una reducción en la fuerza posterior máxima de reacción con el suelo mientras corrían o descendían las escaleras con la ortesis para la restricción de la extensión de la rodilla puesta. Estos resultados sugieren que el efecto de llevar la ortesis de restricción con la fuerza posterior máxima de reacción con el suelo mientras corrían o descendían las escaleras es inconsistente en todas las actividades funcionales.

Nuestros resultados respaldan también parcialmente nuestra tercera hipótesis de que, tras la reconstrucción, los pacientes no cambian su velocidad de movimiento mientras llevan la ortesis para la restricción de la extensión de la rodilla. A pe-

sar de que el hecho de llevar la ortesis para la restricción no tuvo ningún efecto importante en la velocidad horizontal al correr, sí desembocó en una reducción de la velocidad horizontal al caminar y un aumento en la velocidad para descender las escaleras. Considerando que la velocidad al correr era mayor que las velocidades al caminar en llano y al bajar las escaleras, suponemos que la ortesis afecta al desarrollo de tareas de menor velocidad, pero no a las de mayor velocidad. Se necesitan estudios futuros para corroborar esta hipótesis. Las diferencias observadas en el ángulo de flexión de la rodilla al contacto inicial del pie y la fuerza posterior máxima de reacción con el suelo en todas las condiciones de ortesis deberían considerarse como el efecto de la condición de la ortesis, en lugar de efectos de la velocidad del movimiento. Los ANCOVA demostraron que la velocidad al caminar y la condición de la ortesis contribuyeron a las variaciones del ángulo de flexión de la rodilla y a la fuerza posterior máxima de reacción con el suelo. Los ANCOVA demostraron asimismo que las velocidades al correr y bajar las escaleras no contribuyeron a las variaciones en el ángulo de flexión de la rodilla y a la fuerza posterior máxima de reacción con el suelo para correr y bajar las escaleras. Estos resultados indican que las diferencias en el ángulo de flexión de la rodilla y la fuerza posterior máxima de reacción con el suelo en todas las condiciones de la ortesis no son atribuibles a la variación de la velocidad del movimiento.

El aumento del ángulo de flexión de la rodilla en actividades funcionales tras una cirugía de reconstrucción del LCA debería proteger los injertos del LCA de una carga excesiva, independientemente de la fuerza posterior de reacción con el suelo. La carga del LCA disminuye conforme va aumentando el ángulo de flexión de la rodilla, especialmente cuando el ángulo de flexión de la rodilla es inferior a 30° [29]. En un ángulo determinado de flexión de la rodilla, la carga del LCA se va reduciendo conforme decrece la fuerza de tracción anterior que se aplica sobre el final proximal de la tibia [17, 38]. La relación entre la carga del LCA y el ángulo de la flexión de la rodilla es atribuible a la relación entre el ángulo del tendón rotuliano-diáfisis tibial y el ángulo de flexión de la rodilla y entre el ángulo de elevación del LCA y el ángulo de flexión de la rodilla (Fig. 1). El ángulo del tendón rotuliano-diáfisis tibial decrece conforme aumenta el ángulo de flexión de la rodilla [31]. Por lo tanto, con la fuerza constante de los músculos del cuádriceps, la fuerza de tracción anterior aplicada en la rodilla se reduce conforme aumenta el ángulo de flexión de la rodilla [31]. El ángulo de elevación del LCA también disminuye conforme crece el ángulo de flexión de la rodilla [26]; por lo tanto, la carga del LCA decrece conforme aumenta el ángulo de flexión de la rodilla según una determinada fuerza de tracción anterior en la rodilla.

La reducción de la fuerza posterior máxima de reacción con el suelo para actividades funcionales tras una cirugía de reconstrucción del LCA debe proteger también al LCA de una carga excesiva [39]. La fuerza posterior de reacción con el suelo genera un momento de flexión de la rodilla que debe resistir mediante un momento de extensión de la rodilla generado por los músculos del cuádriceps a través del tendón rotuliano. Con el descenso de la fuerza posterior de reacción con el suelo se reduce el momento requerido de extensión interna de la rodilla; así decrecen las fuerzas del cuádriceps

y del tendón rotuliano (Fig. 2). Con la reducción de la fuerza del tendón rotuliano decrece la fuerza de tracción anterior en el LCA cuando el ángulo de flexión de la rodilla es menor a 60° [2, 31]. Un estudio in vivo demostró que la carga máxima del LCA ocurre en el momento del impacto de la fuerza vertical máxima de reacción con el suelo durante una tarea

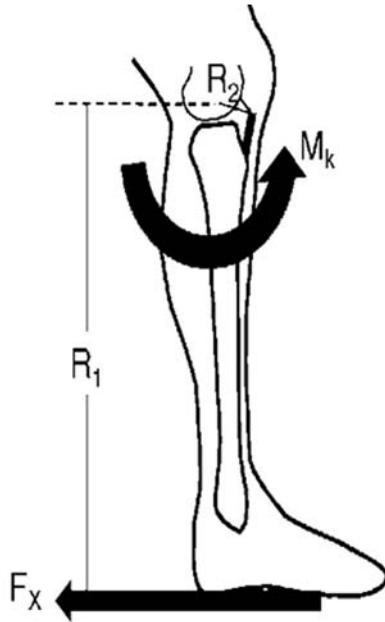


Fig. 2.- El diagrama ilustra la fuerza posterior máxima de reacción con el suelo (F_x), el brazo del momento de la fuerza posterior de reacción con el suelo (R_1), momento de extensión de la rodilla (M_k), y el brazo del tendón rotuliano (R_2).

de aterrizaje después de saltar [8], y las fuerzas de impacto posterior máxima y de reacción con el suelo suceden básicamente en el momento de una tarea de parada al saltar [43]. Estos estudios muestran el importante efecto de la fuerza posterior máxima de reacción con el suelo en la carga del LCA y el riesgo de lesiones del LCA sin contacto.

Nuestros resultados combinados con aquellos de estudios anteriores sugieren que la ortesis para la restricción tiene potencial como herramienta de rehabilitación para mejorar los resultados de la rehabilitación tras la reconstrucción del LCA. Nuestros pacientes aumentaron los ángulos de flexión de la rodilla para las tres actividades funcionales y redujeron la fuerza posterior máxima de reacción con el suelo para caminar en llano mientras llevaban la ortesis para la restricción. Estudios previos han demostrado que aumentando el ángulo de flexión de la rodilla y reduciendo la fuerza posterior máxima de reacción con el suelo se reduce la carga del LCA, e indican que la ortesis para la restricción de la extensión de la rodilla puede proteger a los pacientes tras la reconstrucción del LCA de una carga excesiva del LCA. El uso de la ortesis para la restricción de la extensión de la rodilla puede facilitar un regreso más temprano para la práctica del deporte y el ejercicio tras la reconstrucción del LCA. Además, las pautas modificadas de movimiento de las extremidades inferiores pueden reducir el riesgo de una recaída de la lesión tras la reconstrucción del LCA, si las pautas modificadas de movimiento de las extremidades inferiores se mantienen tras la eliminación de la ortesis. Se necesita de más estudios en el futuro para explorar estas posibilidades.

Libros de referencia

1. Arendt E, Dick R. Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball and soccer: NCAA data and review of literature. *Am J Sports Med.* 1995;23:694-701.
2. Arms SW, Pope MH, Johnson RJ, Fischer RA, Arvidsson I, Eriksson E. The biomechanics of anterior cruciate ligament rehabilitation and reconstruction. *Am J Sports Med.* 1984; 12:8-18.
3. Bell AL, Pedersen DR, Brand RA. A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. *J Biomech.* 1990;23:617-621.
4. Berns GS, Hull ML, Patterson HA. Strain in the anteromedial bundle of the anterior cruciate ligament under combination loading. *J Orthop Res.* 1992;10:167-176.
5. Beynon BD, Uh BS, Johnson RJ, Abate JA, Nichols CE, Fleming BC, Poole AR, Roos H. Rehabilitation after anterior cruciate ligament reconstruction: a prospective, randomized, double-blind comparison of programs administered over 2 different time intervals. *Am J Sports Med.* 2005;33:347-359.
6. Boden BP, Dean GS, Feagin JA Jr, Garrett WE Jr. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics.* 2000;23:573-578.
7. Carey JL, Huffman GR, Parekh SG, Sennett BJ. Outcomes of anterior cruciate ligament injuries to running backs and wide receivers in the National Football League. *Am J Sports Med.* 2006;34:1911-1917.
8. Cerulli G, Benoit DL, Lamontagne M, Caraffa A, Liti A. In vivo anterior cruciate ligament strain behaviour during a rapid deceleration movement: case report. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2003;11:307-311.
9. Cumps E, Verhagen E, Annemans L, Meeusen R. Injury risk and socioeconomic costs resulting from sports injuries in Flanders: data derived from sports insurance statistics 2003. *Br J Sports Med.* 2008;42:767-772.
10. Daniel DM, Stone ML, Dobson BE, Fithian DC, Rossman DJ, Kaufman KR. Fate of the ACL-injured patient: a prospective outcome study. *Am J Sports Med.* 1994;22:632-644.
11. Decker MJ, Torry MR, Wyland DJ, Sterett WI, Steadman JR. Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2003;18:662-669.
12. Delay BS, Smolinski RJ, Wind WM, Bowman DS. Current practices and opinions in ACL reconstruction and rehabilitation: results of a survey of the American Orthopaedic Society for Sports Medicine. *Am J Knee Surg.* 2001;14:85-91.
13. DeVita P, Lassiter T Jr, Hortobagyi T, Torry M. Functional knee brace effects during walking in patients with

- anterior cruciate ligament reconstruction. *Am J Sports Med.* 1998;26:778-784.
14. DeVita P, Torry M, Glover KL, Speroni DL. A functional knee brace alters joint torque and power patterns during walking and running. *J Biomech.* 1996;29:583-588.
 15. Feller JA, Cooper R, Webster KE. Current Australian trends in rehabilitation following anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee.* 2002;9:121-126.
 16. Finsterbush A, Frankl U, Matan Y, Mann G. Secondary damage to the knee after isolated injury of the anterior cruciate ligament. *Am J Sports Med.* 1990;18:475-479.
 17. Fleming BC, Renstrom PA, Beynon BD, Engstrom B, Peura GD, Badger GJ, Johnson RJ. The effect of weightbearing and external loading on anterior cruciate ligament strain. *J Biomech.* 2001;34:163-170.
 18. Frank CB, Jackson DW. The science of reconstruction of the anterior cruciate ligament. *J Bone Joint Surg Am.* 1997;79:1556-1576.
 19. Garrett WE Jr, Swiontkowski MF, Weinstein JN, Callaghan J, Rosier RN, Berry DJ, Harrast J, Derosa GP. American Board of Orthopaedic Surgery Practice of the Orthopaedic Surgeon: Part-II, certification examination case mix. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88:660-667.
 20. Gottlob CA, Baker CL Jr, Pellissier JM, Colvin L. Cost effectiveness of anterior cruciate ligament reconstruction in young adults. *Clin Orthop Relat Res.* 1999;367:272-282.
 21. Griffin LY, Agel J, Albohm MJ, Arendt EA, Dick RW, Garrett WE, Garrick JG, Hewett TE, Huston L, Ireland ML, Johnson RJ, Kibler WB, Lephart S, Lewis JL, Lindenfeld TN, Mandelbaum BR, Marchak P, Teitz CC, Wojtys EM. Noncontact anterior cruciate ligament injuries: risk factors and prevention strategies. *J Am Acad Orthop Surg.* 2000;8:141-150.
 22. Griffin LY, Albohm MJ, Arendt EA, Bahr R, Beynon BD, Demaio M, Dick RW, Engebretsen L, Garrett WE Jr, Hannafin JA, Hewett TE, Huston LJ, Ireland ML, Johnson RJ, Lephart S, Mandelbaum BR, Mann BJ, Marks PH, Marshall SW, Myklebust G, Noyes FR, Powers C, Shields C Jr, Shultz SJ, Silvers H, Slaughterbeck J, Taylor DC, Teitz CC, Wojtys EM, Yu B. Understanding and preventing noncontact anterior cruciate ligament injuries: a review of the Hunt Valley II Meeting, January 2005. *Am J Sports Med.* 2006;34:1512-1532.
 23. Heijne A, Fleming BC, Renstrom PA, Peura GD, Beynon BD, Werner S. Strain on the anterior cruciate ligament during closed kinetic chain exercises. *Med Sci Sports Exerc.* 2004;36:935-941.
 24. Irvine GB, Glasgow MM. The natural history of the meniscus in anterior cruciate insufficiency: arthroscopic analysis. *J Bone Joint Surg Br.* 1992;74:403-405.
 25. Ames CR, Sizer PS, Starch DW, Lockhart TE, Slaughterbeck J. Gender differences among sagittal plane knee kinematic and ground reaction force characteristics during a rapid sprint and cut maneuver. *Res Q Exerc Sport.* 2004;75:31-38.
 26. Li G, DeFrate LE, Rubash HE, Gill TJ. In vivo kinematics of the ACL during weight-bearing knee flexion. *J Orthop Res.* 2005;23:340-344.
 27. Lin CF, Liu H, Garrett WE, Yu B. Effects of a knee extension constraint brace on selected lower extremity motion patterns during a stop-jump task. *J Appl Biomech.* 2008;24:158-165.
 28. Malinzak RA, Colby SM, Kirkendall DT, Yu B, Garrett WE. A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2001;16:438-445.
 29. Markolf KL, Burchfield DI, Shapiro MM, Shepard MF, Finerman GA, Slaughterbeck JL. Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *J Orthop Res.* 1995;13:930-935.
 30. Miyasaka KC, Daniel DM, Stone ML, Hirshman P. The incidence of knee ligament injuries in the general population. *Am J Knee Surg.* 1991;4:3-8.
 31. Nunley RM, Wright D, Renner JB, Yu B, Garrett WE Jr. Gender comparison of patellar tendon tibial shaft angle with weight bearing. *Res Sports Med.* 2003;11:173-185.
 32. Oates KM, Van Eenennaam DP, Briggs K, Homa K, Strett WI. Comparative injury rates of uninjured, anterior cruciate ligament-deficient, and reconstructed knees in a skiing population. *Am J Sports Med.* 1999;27:606-610.
 33. Orchard J, Seward H, McGivern J, Hood S. Intrinsic and extrinsic risk factors for anterior cruciate ligament injury in Australian footballers. *Am J Sports Med.* 2001;29:196-200.
 34. Owens BD, Mountcastle SB, Dunn WR, DeBerardino TM, Taylor DC. Incidence of anterior cruciate ligament injury among active duty US military servicemen and servicewomen. *Mil Med.* 2007;172:90-91.
 35. Pandy MG, Shelburne KB. Dependence of cruciate-ligament loading on muscle forces and external load. *J Biomech.* 1997;30:1015-1024.
 36. Ramsey DK, Wretenberg PF, Lamontagne M, Nemeth G. Electromyographic and biomechanical analysis of anterior cruciate ligament deficiency and functional knee bracing. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2003;18:28-34.
 37. Salmon L, Russell V, Musgrove T, Pinczewski L, Refshauge K. Incidence and risk factors for graft rupture and contralateral rupture after anterior cruciate ligament reconstruction. *Arthroscopy.* 2005;21:948-957.
 38. van den Bogert AJ, McLean SG. Comment: effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks. *Am J Sports Med.* 2006;34:312-315; Author reply: 313-315.
 39. van Dijk RA, Saris DB, Willems JW, Fievez AW. Additional surgery after anterior cruciate ligament reconstruction: can we improve technical aspects of the initial procedure. *Arthroscopy.* 2008;24:88-95.
 40. Walden M, Hagglund M, Ekstrand J. High risk of new knee injury in elite footballers with previous anterior cruciate ligament injury. *Br J Sports Med.* 2006;40:158-162.
 41. Yu B, Gabriel D, Noble L, An KN. Estimate of the optimum cutoff frequency for the Butterworth low-pass digital filter. *J Appl Biomech.* 1999;15:318-329.
 42. Yu B, Herman D, Preston J, Lu W, Kirkendall DT, Garrett WE. Immediate effects of a knee brace with a constraint to knee extension on knee kinematics and ground reaction forces in a stop-jump task. *Am J Sports Med.* 2004;32:1136-1143.
 43. Yu B, Lin CF, Garrett WE. Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2006;21:297-305.



ART-LENS

Álex Gutiérrez Pérez
Ovidio Gutiérrez Marcos

Paseo de Gracia 117 pral 1^º
08008 Barcelona
T. 932173168 - F. 934159175
E-mail. artlens@terra.es

Protésis oculares



Lentes de contacto protésicas



Baja visión



La prótesis ocular

Alex Gutiérrez Pérez, Técnico ortopédico y óptico optometrista y ocularista
 Gerente Art-Lens

Resumen

El objetivo de este artículo es un acercamiento al mundo protésico ocular y al trabajo que realiza el ocularista.

Los principios fundamentales en elaboración y adaptación de una prótesis ocular son los siguientes:

- Confeccionar un molde de la cavidad ocular del paciente rellenándola con material de impresión. Esto permite la adaptación perfecta a los tejidos y la copia exacta del seno orbitario.
- En un gran número de casos, tanto en una enucleación, evisceración o en un globo ocular atrófico, la elaboración individualizada del molde permite la transmisión de los movimientos de la cavidad a la prótesis ocular, dándole así más vitalidad y dinamismo.
- La impresión terminada y retirada reproduce fielmente el tamaño, la extensión y la forma de la futura prótesis ocular.
- Posteriormente, aplicaremos un sistema de análisis tomando el ojo sano como modelo, que nos permitirá reproducir todos los elementos cromáticos del iris, la tonalidad escleral y la vascularización correspondiente.
- Teniendo en cuenta que nuestras prótesis oculares se elaboran en su totalidad artesanalmente, podemos permitirnos cualquier singularidad existente.
- Una vez fabricada la prótesis se pasa a su perfecta pulimentación, evitando así irritaciones sobre la conjuntiva y dándole el brillo natural necesario.
- El siguiente paso es la adaptación de la prótesis ocular al paciente, ajustándola a las necesidades particulares de cada uno.
- El material plástico (polimetil-metacrilato) muestra una serie de propiedades muy favorables para la adaptación a la cavidad orbitaria.
- Para finalizar, explicaremos el mantenimiento y uso de la prótesis ocular.

Introducción

Las prótesis oculares están destinadas a cubrir la cavidad anoftálmica u otras anomalías relacionadas con el globo ocular.

En la actualidad hay tres tipos de materiales usados para la fabricación de prótesis oculares: cristal, silicona y PMMA, siendo éste último el mejor y más completo material para

nuestro fin. Están fabricadas con polimetil-metacrilato (PMMA) que ofrecen ante las de vidrio una serie de ventajas como pueden ser: mayor resistencia a traumatismos directos (y por lo tanto, menor riesgo de rotura) y mayor resistencia también a los cambios bruscos de temperatura.

Otra de las grandes ventajas es la posibilidad de modificar la prótesis (agregar o reducir material) según nos interesa, sin necesidad de realizar una nueva.

El aspecto estético también es mejor, pues el iris se pinta a mano de manera que buscamos una copia lo más exacta posible al ojo a imitar.

¿Por qué adaptar una prótesis ocular?

Tiene una función físico-estética, ya que restaura la tonicidad palpebral, evita el entropión, disminuye el riesgo de simblefaron y evita la retracción conjuntival.

Al igual de importante que la anterior, también encontramos la función psicológica que aporta la prótesis ocular, ya que el resultado es la restauración estética de la cavidad afectada y el aumento de la autoestima del paciente.

¿Cuándo adaptar una prótesis ocular?

Se puede adaptar una prótesis ocular cuando se dan los siguientes casos:

- Eucleación.
- Evisceración
- Ptosis Bulbi.
- Exanteraciones.
- Microftalmos.
- Quemaduras.
- Etc.

Protocolo de adaptación de una prótesis ocular

Anamnesis

Ya en la sala de adaptación se debe empezar la anamnesis que puede incluir la siguiente información:

- Remitido por.
- Antecedentes personales.
- Antecedentes familiares.
- Motivo de la pérdida del globo ocular.
- Alergias.
- Aceptación psicológica.
- Intervención quirúrgica/Ptosis bulbi.
- Ojo contralateral.
- Estado órbita: cavidad anoftálmica, fórnix, párpados, entropión, etc.

Adaptación de la prótesis

Esta se puede dividir en dos fases:

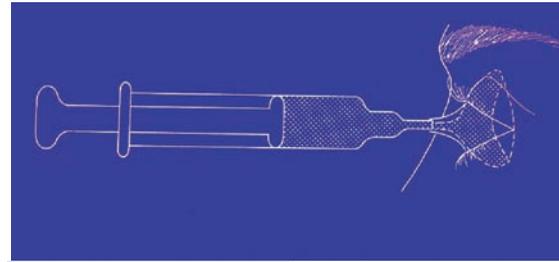
Valoración de la prótesis a adaptar

Después de valorar todo lo expuesto anteriormente buscamos en la caja de pruebas un conformador o prótesis previamente adecuada, en la cual observaremos todos los detalles como la apertura palpebral, centraje, movilidad... Una vez escogida la prótesis idónea, pasamos a perfeccionar el molde de la prótesis a realizar.

Existen tres técnicas de adaptación:

1. Técnica de impresión con alginato o silicona, ayudados de una cascarilla de impresión para tomar el molde de la cavidad. **Fig. 1**
2. Técnica empírica, que es el moldeado de una prótesis o forma previamente adecuada con cera. **Fig 2**
3. Mixta: combinación de ambas.

Después de realizar el molde exacto, pasamos a los datos de medidas: centraje, radio corneal, diámetro y color del iris, diámetro de pupila (a tener en cuenta las condiciones fotópicas y escotópicas), color de la esclera, vascularización, así como casos particulares; como pterigion, arco senil, pintas en iris, etc.



El cambio de prótesis deberá ser aproximadamente cada tres años por las variaciones producidas en la órbita así como en el deterioro del material de la prótesis, ya que van perdiendo sus propiedades antialérgicas.

Manipulación

Enseñaremos la colocación y extracción así como todo lo referente a la higiene tanto de la prótesis

como la cavidad anoftálmica. La limpieza de la prótesis se realizará frotándola con jabón neutro y seguidamente aclarándola con agua, nunca la desinfectaremos con alcohol. La periodicidad con la que se tiene que realizar la higiene es de una vez a la semana.

Figuras 3 y 4



Figura 1

Adaptación

Si se trata de una primera adaptación, los pasos para una buena adaptación serán:

- Colocación de un conformador.
- 15 días de postoperatorio.
- Adaptar por parte del ocularista una prótesis provisional.
- 10 días tomar el molde.
- Durante el proceso de fabricación seguir con la prótesis provisional.



Figura 2

Al cabo de unos días entregaremos su prótesis siempre que esta sea aceptable, pues hay que tener en cuenta que durante este espacio de tiempo puede haber cambiado la morfología de su órbita. Aprovecharemos el cambio de prótesis para mejorar, si cabe, los datos.

Si hemos repetido la prótesis la entregaremos con un cierto período de tiempo; aclarando sus dudas y quedando para próximas revisiones, que por norma general y dependiendo del caso, será: de uno, tres, seis meses y finalmente, cada año.

Técnicas de adaptación

Técnica molde por impresión

Consiste en rellenar la cavidad anoftálmica con material de impresión que puede ser de alginato o silicona que junto a una cascarilla de impresión nos permite la adaptación perfecta a los tejidos y el relleno óptimo de la cavidad orbitaria. La impresión terminada y retirada nos reproduce fielmente el tamaño y forma necesarios, los repliegues de la conjuntiva, las prolongaciones hacia los fondos de saco y la convexidad anterior del globo. **Fig 3 y Fig 4**

Técnica empírica

Moldeado de una prótesis o forma previamente adecuada con cera.

Técnica mixta

Es la combinación de ambas técnicas.

Fabricación de la prótesis

Se siguen los diferentes pasos en la fabricación totalmente artesanal de la prótesis, en el que el grado artístico del ocu-



Figuras 5, 6 y 7

Colocación y extracción de prótesis

Una ventosa fabricada expresamente para este uso nos ayudará a extraer y colocar la prótesis ocular.



Figura 8

larista es fundamental para un resultado positivo final. Pintado del iris, fabricación de la pieza con el color, rebaje de la pieza para poder poner la vascularización y pulido final.
Fig 5, 6 y 7

Adaptación final

- La reproducción fiel y exacta de los elementos cromáticos y morfológicos aseguran un efecto estético altamente satisfactorio. **Fig 8**
- El brillo corresponde plenamente al ojo sano.
- La lágrima baña sin dificultad la superficie de la prótesis después de un meticuloso pulido.
- La prótesis restituye en parte la tonicidad palpebral y la actividad funcional de los tejidos.
- Los restos musculares transmiten su movimiento a la prótesis a través de la pared posterior 40% al 75% . Se exterioriza especialmente en dirección transversal. **Fig 9**
- Resistencia de la prótesis ocular a cambios bruscos ambientales.
- Uso prolongado sin mostrar asperezas e irregularidades.

Colocación

La primera norma es saber la posición de la prótesis; la parte superior y/o nasal. Con el dedo índice o pulgar de la mano izquierda levantar el párpado superior, con los dedos índice y pulgar de la mano derecha (si se es diestro), coger la prótesis por los lados nasal y temporal e introducirla por debajo del párpado superior, una vez alojada, soltar el párpado superior y bajar el párpado inferior y hacer un ligero movimiento para colocar la parte inferior de la prótesis.

Extracción

Para la extracción de la prótesis: posición de mirada superior, con la punta del dedo índice de la mano derecha bajar el párpado por la parte nasal a medida que deslizamos el dedo hacia la parte temporal presionando el párpado, al mismo tiempo que bajamos la mirada; si no sale por sí sola la ayudaremos con el dedo índice de la mano izquierda empujándola hacia abajo.



Figura 9

Bibliografía

Laiseca Negro J, Laiseca Rodriguez D, Laiseca Rodriguez A, Laiseca Martinez J.

- *Prótesis oculares y cirugía de las cavidades. Madrid: Editorial Hispanoamericana, 1991.*

Grande Baos C.

- *Cirugía mutilante del globo ocular. Madrid: AJL S.A. 1998.*

Laiseca Rodriguez MD.

- *Estudio estadístico de las causas de pérdida del globo ocular. Lab.Chibret. Arch Soc Esp Oftalmol 1986;50-547-53*

Toledano Fernández N, Prada Sánchez MC.

- *Manejo de la cavidad anoftálmica. AJL Ophthalmic S.A.*

López-Sánchez E, España Grégori E, Roda Marzal V, Bueno I, Francés Muñoz E, Menezo JL.

- *Estudio microbiológico de la conjuntiva en portadores de prótesis esclerocorneales. Archivos de la sociedad española de oftalmología 2001*

F. Peláez

- *Anals d'oftalmologia 2006*

Líderes mundiales en la fabricación de prendas a medida (DMO) Ortesis de Movimiento Dinámico para niños y adultos con alteraciones neurológicas y deficiencias musculares.

Uso en el tratamiento de:

- PC (Parálisis cerebral)
- ACV (accidente cerebrovascular)
- TCE (Traumatismo craneoencefálico)
- EM (Esclerosis múltiple)
- Ataxia cerebelosa
- Escoliosis y conductas escolióticas
- Disonías y movimientos involuntarios
- Mejora a nivel propioceptivo y alineamiento biomecánico trabajando a nivel neuromuscular
- Mejorar estabilidad y equilibrio

Tratamiento efectivo en:

- Inestabilidad pélvica
- Inestabilidad de hombro
- Reducción del dolor pélvico durante el embarazo



Próximos talleres de formación:

- Básico introductorio: Valoración pacientes y refuerzos, toma de medidas...
- curso avanzado en el tratamiento de la escoliosis...

Curso Básico: 10 de julio 2013
2 de octubre 2013

Curso imprescindible para cursar pedidos

Para más información consultar con nuestros consultores:

DM Orthotics Limited

Tel: 93.816.59.01

dmo@ansebeda.es www.dmorthotics.com



Nueva gama de soportes elásticos



RDE01 Ortec Rodillera elástica [169000]



RDE21 Ortec Rodillera elástica con refuerzos [169010]



CDE05 Ortec Codera elástica [169020]
Incorpora almohadillas visco-elásticas.



TBE01 Ortec Tobillera elástica [169030]
Incorpora almohadillas visco-elásticas.

EMO lanza su nueva gama de soportes elásticos ORTEC, que favorecen la estabilidad de la articulación sin limitar la movilidad.

Además, ya puedes potenciar tus ventas con el expositor diseñado en exclusiva para los soportes elásticos.

Solicítalo a

Tu comercial habitual

Servicio Telefónico de Atención al Cliente: 963 132 051

Uso de ortesis dinámicas en el tratamiento de patologías del miembro superior que cursan con alteraciones del tono

Saioa Garcia Rubio

*Fisioterapia pediátrica (UIC) col 6514. Socia de Sefip num. 384
 Diplomatura de postgrado en Técnicas Ortopédicas (UAB)
 Fisioterapia en Ortopedia Técnica Ansebeda S.L y Consultor DM
 Orthotics L.T*

Resumen

Estudios biomecánicos advierten de la disminución en la calidad de movimiento en patologías de miembro superior. Las alteraciones en el tono suponen un hándicap en el tratamiento rehabilitador, tanto para médicos, fisioterapeutas, terapeutas ocupacionales y para los ortopedas en la elección de la ortesis más indicada.

Palabras clave: Tono muscular, hipotonía, hipertonia, espasticidad, propiocepción, PC, PBO, ACV, hemiplejía, ortesis dinámicas.

Introducción

Los pacientes con patología del miembro superior cursan con una serie de alteraciones que les dificulta en su vida diaria, disminuyendo su autonomía y calidad de vida.

Estas alteraciones suelen ser: un aumento o disminución en el tono muscular, disminución en el balance articular, contracturas musculares, retracciones y atrofia muscular. Las alteraciones producidas en el sistema musculoesquelético junto con un mal alineamiento articular y una pérdida en el esquema corporal conllevan un aumento en el gasto energético a la hora de realizar cualquier actividad. Este aumento en el gasto energético hace que el paciente cada vez tenga menos actividad debido al cansancio y a la dificultad de realizar dichos movimientos con una alineación ineficiente.

Objetivo: Que el paciente pueda mantener la autonomía, una buena calidad de vida y con ello un mejor estado de salud generalizado.

Planteamiento: utilización de ortesis dinámicas para mejorar la alineación articular, normalizar el tono, mejorar el esquema corporal y con todo ello disminuir el gasto energético.



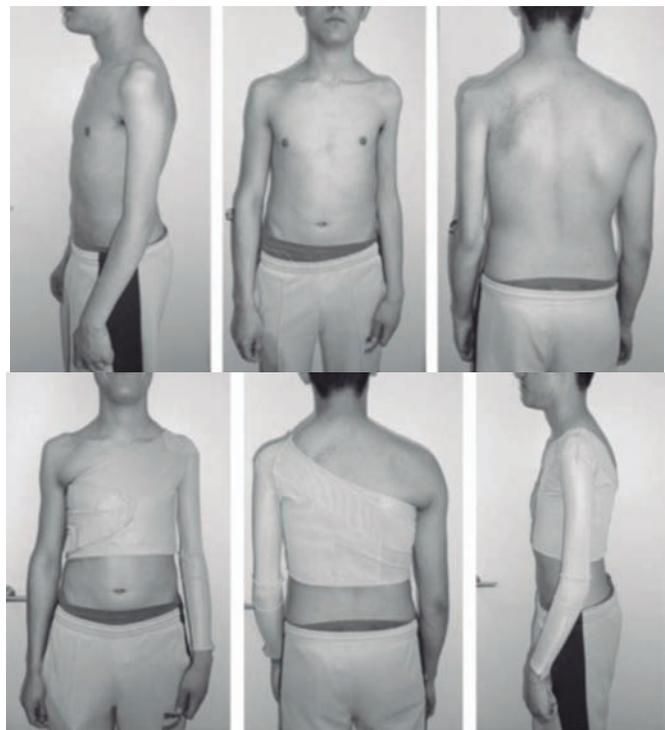
Alteraciones a tratar:

Guante

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

Prenda de hombro

- Dismetría de hombros
- Alteraciones de tono en la musculatura escapular
- Déficit en la fijación de la escapula
- Subluxaciones
- Alteración en el esquema corporal



Metodología de trabajo

En el concepto de tratamiento con ortesis dinámicas haremos uso de dos tipos de prendas principalmente en el miembro superior: el guante y la prenda de hombro.

Ambas estarán hechas a medida y confeccionadas en una base de Lycra y poseerán una serie de refuerzos específicos para cada paciente.

*** Case Study: Use of the Dynamic Movement Orthosis to Provide Comprehensive Shoulder Support for Children With Brachial Plexus Palsy
 Audrey Yasukawa, OT, Patricia Martin, PT, Arthur Guilford, CPO, Shubhra Mukherjee, MD*

Vías de tratamiento

Las ortesis dinámicas trabajan en 2 grandes vías:

- A **nivel biomecánico**, mejorando el alineamiento articular y produciendo un menor gasto energético, una mejor funcionalidad y una mayor autonomía en el paciente. Le ofrecemos 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.

Patologías que pueden beneficiarse del tratamiento con ortesis dinámicas de Lycra:

- Parálisis Cerebral
 - Hipotónica
 - Espástica
 - Distónica
- Hemiparesia/hemiplejía
- Esclerosis Múltiple
- Ataxia
- ACV
- Parálisis Braquial Obstétrica
- Parálisis Radial
- Artritis reumatoidea



Dentro de cada tipo de patología se debe valorar exhaustivamente cada caso y adaptar y diseñar la ortesis dependiendo de las necesidades del paciente y los objetivos de tratamiento.

Debemos tener en cuenta que las ortesis dinámicas deben ser siempre indicadas en un primer lugar por el médico especialista, el cual, conjuntamente con el ortopedista y el

resto de especialistas que tratan al paciente deben acordar el diseño de la misma.

La toma de medidas y valoración la debe realizar siempre personal cualificado, el cual podrá aconsejar al resto de profesionales sobre el diseño que considera más adecuado para el paciente en cuestión.

Diseño de las ortesis

Debemos tener en cuenta que las ortesis dinámicas trabajan produciendo una normalización del tono de manera progresiva. Es por este motivo que clasificaremos el tipo de ortesis dependiendo del tono que nos encontremos en las diferentes patologías y esto nos dará ciertas pautas para diseñar nuestra ortesis:

• Hipotónica:

En el caso de que el tono predominante sea hipotónico debemos valorar si el objetivo es principalmente la mejora en el posicionamiento articular o mejorar a nivel propioceptivo y dar funcionalidad. En manos pediátricas (inferiores



a 5 años) podríamos hacer uso del guantelete, guante con manga (hasta codo o axila a determinar por el terapeuta) pero solo con la inclusión del dedo pulgar y dejando el resto de dedos libres.

- **Ventaja:** Es cómodo de poner para las familias y los niños mejoran mucho a nivel de simetría de hombros (les ayuda a caminar con mayor simetría) y a tener el MS (miembro superior) más integrado. Tiene una total libertad de los dedos por lo que permite manipular sin restricciones.
- **Desventaja:** No permite tanta corrección a nivel articular ya que los refuerzos solo se podrán poner en pulgar, muñeca y brazo, teniendo en cuenta que al no incluir los dedos la fuerza en extensión o flexión de muñeca será menor. Podremos incluir un refuerzo en abducción de pulgar. Si realizamos el guantelete con manga hasta la axila, podremos igualmente trabajar la supinación o pronación del mismo, mediante el refuerzo específico, o incluso la flexo-extensión del codo.

Si por el contrario, nos encontramos con un niño más mayor en el cual tenemos como objetivo primordial mejorar el posicionamiento articular, colocaremos un guante con dedos. En este caso, será un poco más complejo a la hora de la colocación pero podremos incidir en el posicionamiento de los dedos y aumentar la fuerza sobre la muñeca.

• Espástica:

La mano espástica se debe tratar con mayor precaución ya que el exceso de refuerzos en una primera ortesis pueden conllevar un efecto rebote. No podemos llevar la espasticidad al máximo rango articular, puesto que produciríamos un efecto contrario al deseado. Es por esto que nuestro consejo es empezar el tratamiento normalizando el tono del MS y mejorando la integración del mismo y más adelante se valorará el añadir nuevos refuerzos. En este caso, siempre aconsejamos un guante con inclusión de dedos. La largura de los dedos dependerá de la valoración por parte de los terapeutas del paciente.



• Distónica:



Son las manos en las que observaremos una mayor mejoría y más rápida, ya que la disminución de movimientos involuntarios le permitirá al paciente poder realizar una serie de tareas que hasta entonces no era capaz de realizar y con una mayor precisión y destreza. En estos casos siempre aconsejamos la colocación de un guante largo hasta la axila y la inclusión de dedos, también largos. Cuanto mayor es el brazo de palanca, mejor es el efecto de estabilización del MS. Son los pacientes que refieren haber observado mayores cambios en ellos mismos.

Consideraciones específicas dependiendo de la patología

- *Parálisis Cerebral:*

Debemos evaluar la destreza y la motricidad fina de la mano.



En casos de afectación bilateral la funcionalidad de la misma puede hacer que la valoración concluya en colocar primero un guante en una de las extremidades y cuando se ha producido una adaptación a la ortesis del 100% proseguir con la adaptación de otra ortesis en la otra extremidad.

Debemos tener en cuenta que debido a la tensión superficial que provocan los refuerzos, la extremidad irá cambiando su posicionamiento, y se irá redirigiendo hacia una posición más funcional y fisiológica. Esto puede provocar que durante los primeros meses la motricidad fina se vea disminuida ya que se deben producir las adaptaciones necesarias para realizar esos mismos movimientos con la extremidad en una posición diferente a la que está habituada. Debemos destacar que nunca obligaremos a la articulación a permanecer en una posición concreta, como pueden hacer otro tipo de ortesis rígidas. En este caso, la metodología de tratamiento nos permite re-direccionar a nivel articular para lograr un mejor alineamiento, siempre dentro de las posibilidades de la extremidad. Los resultados siempre serán mejores si no existe limitación articular o retracciones importantes (en estos casos puede que el objetivo sea meramente a nivel propioceptivo o el de intentar frenar esas conductas articulares). Aconsejamos aumentar la periodicidad y la duración del tto (tratamiento) fisioterápico y de la terapeuta ocupacional, en el caso de que sea posible, principalmente durante los primeros meses de adaptación a la ortesis dando prioridad al tto del miembro superior. De esta manera nos aseguraremos que el resultado final sea mucho mas positivo y alcance los objetivos mucho mas rápidamente. Es imprescindible un buen seguimiento del tto fisioterápico rehabilitador por parte del ortopeda.

En casos de mucha espasticidad se puede hacer uso de infiltraciones mediante toxina botulínica, para aumentar el rango articular y disminuir mas rápidamente la espasticidad.



Aconsejamos aumentar la periodicidad y la duración del tto (tratamiento) fisioterápico y de la terapeuta ocupacional, en el caso de que sea posible, principalmente durante los primeros meses de adaptación a la ortesis dando prioridad al tto del miembro superior. De esta manera nos aseguraremos que el resultado final sea mucho mas positivo y alcance los objetivos mucho mas rápidamente. Es imprescindible un buen seguimiento del tto fisioterápico rehabilitador por parte del ortopeda.

En casos de mucha espasticidad se puede hacer uso de infiltraciones mediante toxina botulínica, para aumentar el rango articular y disminuir mas rápidamente la espasticidad.

- *Esclerosis Múltiple:*

El tratamiento debe ser lo mas precoz posible al brote. En estos casos quizás con un guante hasta el codo y dedos cortos tengamos suficiente. Debemos valorar que el paciente al principio no se podrá colocar solo el guante por lo que necesitaremos la colaboración por parte de la familia. Aconsejamos aumentar la periodicidad y la duración del tto



fisioterápico y de la terapeuta ocupacional, en el caso de que sea posible, principalmente durante los primeros meses de adaptación a la ortesis dando prioridad al tto del miembro superior. De esta manera nos aseguraremos que el resultado final sea mucho mas positivo y alcance los objetivos mucho mas rápidamente.

Es imprescindible un buen seguimiento del tto fisioterápico rehabilitador por parte del ortopeda.

- *Accidente cerebro vascular:*

Grandes posibilidades de éxito dependiendo del entorno del paciente. Sera importante empezar el tratamiento de manera muy precoz e insistir al paciente en la colocación del mismo. Necesitaremos la colaboración por parte de los sanitarios del centro médico en el que esté ingresado el paciente y por parte de la familia o cuidadoras que se hagan cargo tras el alta médica. Si son constantes en el tratamiento, las mejoras son inmediatas. Es por este motivo, que algunos de los pacientes retiran el guante tras apenas 3-4 meses de tratamiento, refiriendo una mejora completa. Debemos insistir en mantener el tratamiento durante un año, hasta la próxima revisión por parte del médico rehabilitador que lleve

el caso, el cual valorará si la prenda se puede retirar o se debe diseñar una nueva con las especificaciones nuevas del paciente en el momento de la revisión.



el caso, el cual valorará si la prenda se puede retirar o se debe diseñar una nueva con las especificaciones nuevas del paciente en el momento de la revisión.

- *Hemiparesia:*

Cuanto mayor es el nivel cognitivo, mejores resultados se obtienen. Por otro lado, en este tipo de pacientes es muy importante la colaboración del mismo, ya que muchos de ellos realizan una vida totalmente autónoma y solamente disponen de algunas sesiones fisioterapéuticas de manera periódica.

En casos de mayor afectación, que existe una importante implicación del hombro y una alteración a nivel del tono y la posición articular de la escápula, es cuando deberemos plantear el tratamiento combinado de un guante junto con una prenda de hombro. Esta última ayudará a normalizar el tono de la musculatura a nivel de la escápula, proporcionando un mejor posicionamiento de la misma y permitiendo a todo el sistema del hombro poseer una mayor estabilidad.

Existen casos que solo con la utilización de una de las dos ortesis (prenda de hombro o guante) ya obtienen grandes mejorías sin la necesidad de utilizar ambas.



Tras el tratamiento con guante con manga, algunos de los casos pasan a la utilización de una manga solo para mantener las mejoras a nivel propioceptivo y para mantener ese input sensorial que les ayuda a caminar en perfecta simetría.

En otros casos se puede retirar la ortesis tras observar un estancamiento en los logros funcionales. Se puede valorar junto con el médico especialista, el realizar un periodo de descanso y una próxima valoración. Los

estudios indican que las mejoras persisten incluso sin la ortesis dinámica.

Hemos observado que el tto combinado con terapia bimanual y guante es mucho mas efectivo. También se han observado mejoras en niños en tto de terapia restrictiva.

• **Parálisis Braquial Obstétrica:**

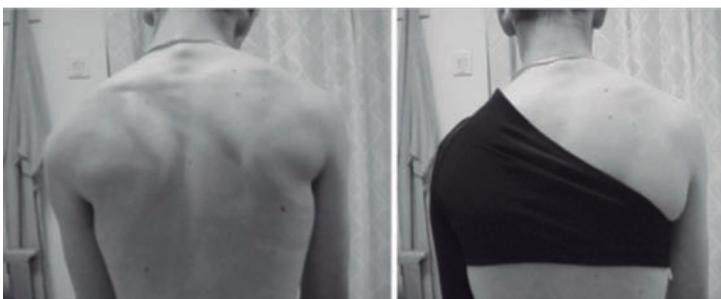
Debemos tener un buen informe del paciente para tener claros los objetivos del tratamiento y ofrecer unas expectativas claras y reales a los padres de los niños con PBO. Poseen mejor pronóstico que las lesiones de adulto. Teniendo claro el diagnóstico podremos saber la afectación que podremos observar:

Neuroapraxia, axonotmesis y neurotmesis

Las neuroaparaxias son leves y la recuperación es temprana.

En la axonotmesis, la recuperación será más lenta pero muy efectiva.

En la neurotmesis es en la que costará más la recuperación total. Evitaremos restricciones articulares y deformidades musculares.



También es decisivo el nivel de la lesión, ya que esto nos determinará la lesión sensitiva y motora que poseerá el paciente.

La afectación más habitual es del MS derecho y a nivel de C5-C6.

Con esta información diseñaremos nuestro plan de tratamiento multidisciplinar y marcaremos unos claros objetivos. Son pacientes que refieren gran mejoría en el tratamiento combinado de la prenda de hombro junto con el guante. Gran parte de los pacientes con esta patología retiran la ortesis tras la mejora funcional y no existen recidivas. Las mejoras se observan incluso sin la ortesis.

• **Parálisis Radial:**

Es una muy buena opción frente a las ortesis convencionales que permite una recuperación más rápida ya que permite llevarla durante todo el día y con una gran autonomía. Es cómoda y ligera y los pacientes tienen una aceptación casi del 100%.

Muchos de los pacientes retiran la ortesis tras la mejora funcional y no existen recidivas. Las mejorías se observan incluso sin la ortesis.

Conclusiones

Las ortesis dinámicas mejoran el balance articular, la calidad del movimiento, la precisión en la motricidad fina, aumentan la velocidad en la motricidad gruesa, ayudan a normalizar el tono y mejoran el esquema corporal.

Las ortesis dinámicas evitan la retracción articular y las deformidades asociadas a un mal alineamiento articular.

Las ortesis dinámicas no producen atrofia muscular y se pueden llevar durante todo el día, incluso en tratamientos de larga duración. No se produce una acomodación a la ortesis ya que aún sin la prenda se observan mejoras evidentes.

Las ortesis dinámicas de miembro superior son un tratamiento de elección con un porcentaje muy elevado de éxito en PC, EM, hemiplejia...

El éxito del tto con ortesis dinámica depende de una buena valoración, un buen uso de la ortesis y el buen seguimiento por los profesionales que llevan el caso.

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. Water P. Update in management of pediatric brachial plexus palsy. J Pediatric Orthop 2005;25:116-126.
3. 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.
4. Byrne DP, Ridgeway EM. Considering the whole body in treatment of the hemiplegic upper extremity. Top Stoke Rehabil 1998;4:14-34.
5. Zorowitz RD, Idank D, Ikai T, et al. Shoulder subluxation after stroke: a comparison of four supports. Phys Med Rehabil 1995;76:763-771.
6. Yasukawa A, Cofre R, Kahn L, et al. Shoulder support for children with subluxation: a case study. J Prosthet Orthot 2005;17:74-79.
7. Lycra1 arm splints improvement fluency in children with cerebral palsy Catherine Elliott a,b,c,* , Siobhan Reid a, Peter-Hamer d, Jacqueline Alderson a, Bruce Elliott a. A School 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 .
8. Stanley FJ, Blair E, Alberman ED. Cerebral palsies: epidemiology and causal pathways. London: MacKeith; 2000.
 9. Mayston MJ. People with cerebral palsy: effects of and perspectives for therapy. *Neural Plasticity* 2001;8(1-2):51s-69s.
 10. Brown JK, Walsh EG. Neurology of the upper limb. In: Neville B, Goodman R, editors. *Congenital hemiplegia*. London: MacKeith; 2000. p. 113-49.
 11. Scrutton D. Physical assessment and aims of treatment. In: Neville B, Goodman R, editors. *Congenital hemiplegia*. London: MacKeith; 2000. p. 65-80.
 12. Van Thiel E, Meulenbroek RG, Smeets JB, Hulstijn W. Fast adjustments of ongoing movements in hemiparetic cerebral palsy. *Neuropsychologia* 2002;40:16-27.
 13. 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.
 14. Copley J, Kuipers K. Management of upper limb hypertonicity. San Antonio, TX: Therapy Skill Builders; 1999.
 15. Gracies JM, Fitzpatrick R, Wilson L, Burke D, 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.
 16. Kluzik J, Fetters 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.
 17. Wu C, Trombly CA, Lin K, Tickle-Degnen L. Effects of object affordances on reaching performance in persons with and without cerebrovascular accident. *American Journal of Occupational Therapy* 1998;52(6):447-56.
 18. 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.
 19. WiltonJ. Handsplinting: principles of design and fabrication. London, UK: WB Saunders Co.; 1997. p.168-97.
 20. WiltonJ. Casting ,splinting, and physical and occupational therapy of hand deformity and dysfunction in cerebral palsy. *Hand Clinics* 2003;19:573-84.
 21. Second-Skin. Second skin dynamic splinting. Perth, WA: S.S.P.Ltd., Editor; 2009.
 22. Brownlee F, Eunson P, Jackson P, McLeman A, Szadurski M, Young V. Evaluation of lycra-based dynamic splinting in treatment of children with cerebral palsy. Tubigen, Germany: European Academy of Childhood Disability; 2000.
 23. Bax M, Brown JK. The spectrum of disorders known as cerebral palsy. In: Scrutton D, Damiano D, Mayston MJ, editors. *Management of the motor disorders of children with cerebral palsy*. London: MacKeith; 2004. p. 9-21.
 24. Nicholson JH, Morton RE, Attfield S, Rennie D. Assessment of upper-limb function and movement in children with cerebral palsy wearing lycra garments. *Developmental Medicine and Child Neurology* 2001;43:384-91.
 25. Edmonson J, Fisher K, Hanson C. How effective are lycra suits in the management of children with cerebral palsy? *Association of Paediatric Chartered Physiotherapists* 1999;93:49-57.
 26. Morrissey D. Proprioceptive shoulder taping. *J Bodywork Movement Ther* 2000; 4:189-194.
 27. *JPO Journal of Prosthetics and Orthotics* Dynamic Fabric Orthotic Management for Shoulder Subluxation. Volume 23 • Number 3 • 2011 157
 28. Chu J, Kane E, Arnold B, et al. The effects of a neoprene shoulder stabiliser on active joint-reposition sense in subjects with stable or unstable shoulders. *J Athl Train* 2002;37:141-145.
 29. Ada L, Foongchomcheay A, Canning C. Supportive devices for preventing and treating subluxation of the shoulder after stroke. *Cochrane Database* 2005; (1):CD003863.
 30. Matthews M. A Pilot Study of Multiple Single Case Reports to Investigate the Effects of Dynamic Lycra Orthoses on Gait in Children with Diplegic Cerebral Palsy. Norwich, UK: School of Allied Health Professions, University of East Anglia; 2007.
 31. Watson M, Crosby P, Matthews M. An evaluation of the effects of a dynamic Lycra orthosis on arm function in a late stage patient with acquired brain injury. *Brain Injury* 2007;21: 753-761.
 32. 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
 33. Short-Term Effects of Dynamic Lycra Splints on Upper Limb Hemiplegic Patients . Jean-Michel Gracies, MD, PhD, Jenő Emil Marosszék, MBBS, Roger Renton, MBBS, Joseph Sandanam, MBBS, Simon C. Gandevia, MD, DSc, David Burke, MD, DSc
 34. Denny-Brown D. The cerebral control of movement. Liverpool: Liverpool Univ Pr; 1966. p 170-84.
 35. Tardieu C, Tardieu G, Colbeau-Justin P, Huet de la Tour E, Lespargot A. Trophic muscle regulation in children with congenital cerebral lesions. *J Neurol Sci* 1979; 42:357-64.
 36. Gracies JM, Wilson L, Gandevia SC, Burke D. Stretched position of spastic muscles aggravates their co-contraction in hemiplegic patients. *Ann Neurol* 1997;42:438-9.
 37. Lance JW. Symposium synopsis. In: Feldman RG, Young RR, Koella WP, editors. *Spasticity: disordered motor control*. Chicago: Yearbook Medical; 1980. p 485-94.
 38. 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.
 39. Blair E, Ballantyne J, Horsman S, Chauvel P. A study of a dynamic proximal stability splint in the management of children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol* 1995;7:544-54.
 40. Rajaram V, Holtz M. Shoulder forearm support for the subluxed shoulder. *Arch Phys Med Rehabil* 1985;66:191-2.
 41. Prevost R. Bobath axillary support for adults with hemiplegia. A biomechanical analysis. *Phys Ther* 1988;68:228-32.
 42. Zorowitz RD, Idank D, Ikai T, Hughes MB, Johnston MV. Shoulder subluxation after stroke: a comparison of four supports. *Arch Phys Med Rehabil* 1995;76:763-71.
 43. Melzack R, Wall PD. Pain mechanisms: a new theory. A gate control system modulates sensory input from the skin before it evokes pain perception and response. *Science* 1965;150:971-9.
 44. Willer JC. Comparative study of perceived pain and nociceptive flexion reflex in man. *Pain* 1977;3:69-80.
 45. 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
 46. A Lycra glove working splint for rheumatoid arthritis: A case study. Marisa barbarioli BAppSc (OT). *British Journal of Occupational Therapy* July 2001 64(7)
 47. Efficacy of Lycra arm splints: An International classification of functioning disability and health approach. Catherine Elliot. *Occupational therapy*. University of Western Australia. 2005
 48. Ballantyne, J; & Colegate, J (2003). Dynamic Lycra Splinting advancements in the field of paediatric neurology. Paper presented at the 2nd Paediatric Conference: What works with Kids (pp32). Brisbane.
 49. Brownlee F, Eunson, P., Jackson, P, McLeman, A, Szadurski, M & Young, V (2000). Evaluation of lycra based dynamic splinting in treatment of children with CP. Paper presented at the European Academy of Childhood Disability 12th Annual meeting (pp11-12). Tubigen, Germany: European Academy of Childhood Disability.



Artículo n° 5777X



Artículo n° 1020X

Artículo n° 6325

BAKU

COPAS B-D · CARE



Anita care –

productos postoperatorios, corsetería, prótesis de mama y moda de baño para después de una operación de mama

Por favor, envíeme información gratuita a:

Nombre / Apellidos

Calle

C.P. Población

Teléfono

E-mail

ANITA Spain S.L. · Ronda Maiols 1 · Local 233 B · 08192 Sant Quirze del Vallès (Barcelona)

Teléfono: 937464427 · Fax: 937104292 · E-mail: anita.sp@anita.net



Efectos de un novedoso dispositivo de sujeción dinámica de la cabeza en la alimentación de personas con mal control cefálico

Mónica Arroyo Noriega. *Terapeuta Ocupacional.*

Lourdes Lopetegui Jaunsaras. *Médico del Centro Ramón y Cajal. Aspace Navarra.*

Resumen

Se presentan los resultados de un estudio prospectivo acerca de la posición de cinco pacientes con pluridiscapacidad que fueron evaluados durante la fase de alimentación. Todos ellos tenían mal control cefálico, comparándose la situación basal que presentaban con la obtenida mediante el uso de un nuevo dispositivo de sujeción de cabeza denominado Headpod®. Los resultados demuestran los beneficios que esta nueva herramienta terapéutica puede aportar tanto a los usuarios como al personal encargado de su alimentación.

Introducción

Las personas con parálisis cerebral o enfermedades neurológicas tienen a menudo problemas de control postural de la cabeza que dificultan la deglución y por consiguiente su alimentación. Por este motivo, la adecuada posición y ali-

neación de la cabeza y cuello ha sido aceptada como uno de los principales objetivos en el tratamiento de las disfunciones motoras orales. En realidad, la función motora más importante relacionada con la alimentación es el control de la cabeza y el cuello (1-3), y para conseguir este objetivo se vienen utilizando dispositivos adaptados a las sillas que bloquean el movimiento de la cabeza, a los que se asocia generalmente una reclinación del respaldo de la propia silla.

El objetivo de este estudio es probar durante las fases de alimentación el efecto de un novedoso dispositivo de sujeción cefálica, basado en un concepto inexistente hasta la actualidad denominado "suspensión dinámica de la cabeza", y que ha sido desarrollado en España y patentado internacionalmente, teniendo como novedad principal el ser dinámico y facilitar el alineamiento de cabeza en posición vertical sin limitar los movimientos de rotación de la misma.

Metodología

Población a estudio

Los criterios de inclusión en este estudio prospectivo fueron personas menores de 30 años con pluridiscapacidad que acuden diariamente al centro Ramón y Cajal de ASpace en Navarra, y que precisan sujeción de la cabeza por parte del cuidador durante la alimentación debido a la falta de control cefálico. Se excluyeron aquellos que tenían artrosis o contracturas musculares en el cuello y aquellos con cifosis o escoliosis graves.

Los sujetos estudiados han sido cinco, con edades comprendidas entre 8 y 26 años (media 13,5 años). Dos de los sujetos eran hermanos y presentaban retraso mental profundo por alfa talasemia ligado al X por mutación ATRX, otro paciente presentaba trisomía 15 con retraso mental profundo y epilepsia generalizada, otro encefalopatía epiléptica con retraso mental profundo y otro tenía una parálisis cerebral



distónica con epilepsia secundaria. Ninguno tenía control de la cabeza en sedestación, presentando una flexión anterior o lateral con o sin fases de hiperextensión de cuello, y no eran capaces de comer solos.

Dispositivo: Headpod®

Se trata de un arnés colgante que se ancla en el reposacabezas o en el respaldo de la silla del usuario, posicionando la cabeza en posición vertical y descargando con ello su peso en la columna cervical, a la vez que permite la rotación de la cabeza y evita tanto su flexión lateral como anterior (Fig. 1).



Fig. 1.- Movimientos permitidos con el uso de Headpod

Headpod® está especialmente indicado en niños con mal control de la posición de la cabeza por hipotonía de los músculos del cuello. En personas adultas o en niños con hipertonia de los músculos del cuello, así como en cualquier persona que tenga una marcada cifosis o escoliosis, las posibilidades de éxito disminuyen de forma considerable.

Mediciones

El estudio se realizó durante los 10 días laborables de dos semanas consecutivas del mes de mayo de 2011 en el Centro Ramón y Cajal de ASPACE en Navarra, España.

A cada uno de los cinco participantes se les dio a medio día la mitad de la comida con el dispositivo y la otra mitad sin él, aleatorizándose el orden de comenzar con y sin dispositivo para que al final del estudio cada uno hubiera empezado 5 días con dispositivo y 5 sin él.

Una terapeuta ocupacional (M.A.N) especialmente entrenada para ello, permaneció en observación durante todo el tiempo que duraron las comidas y valoró los ítems que se muestran en la **Tabla 1**. Cada sujeto fue su propio control en la comparación del efecto del dispositivo.

Por otra parte, las tres personas que dieron la comida realizaron una valoración subjetiva sobre la ergonomía de su propia postura y su grado de fatiga, comparando también la situación basal respecto a la del uso del dispositivo.

Tabla 1. Definición de ítems estudiados en las comidas

<i>Cierre de boca:</i> que junte los labios a la cuchara, aunque sea parcialmente, sin morderla
<i>Barrido de comida:</i> barre la comida con el cierre que pueda (labio o dientes) y al sacar la cuchara la comida se queda retenida en la boca.
<i>Hiperextensión de cuello:</i> angulación de la cabeza hacia atrás desde la posición idónea de continuidad vertical entre el cuello y la cabeza.
<i>Deglución activa:</i> que haga el gesto de tragar.
<i>Retención de comida durante la deglución:</i> que no se le salga la comida hacia afuera en general.
<i>Control de líquidos, semilíquidos:</i> que junte los labios y se le escape lo menos posible por las comisuras.
<i>Retención de saliva:</i> determinada por el babeo.
<i>Postura de tronco y de cabeza:</i> que se encuentren bien posicionados, alineados y en posición vertical.

Análisis de datos

Las observaciones se describieron comparando el efecto con el dispositivo respecto a la situación sin el mismo en cada persona, siendo las posibles puntuaciones las siguientes: mucho peor/peor/igual/mejor/mucho mejor.

Resultados

Los resultados del efecto a la hora de comer se encuentran reflejados en la **Tabla 2**. La valoración es sobre 49 comidas realizadas por los cinco usuarios en los diez días que duró el estudio. Una de las personas no comió en el Centro Ramón y Cajal uno de los días.

Tabla 2: Resultados observados en la función de comer

	Mucho peor	Peor	Igual	Mejor	Mucho mejor
<i>Postura de cabeza</i>	0	0	1	1	47
<i>Hiperextensión de cuello</i>	0	0	2	1	46
<i>Control de líquidos y semilíquidos</i>	0	0	5	22	22
<i>Retención de comida mientras traga</i>	0	0	4	43	2
<i>Retención de saliva</i>	0	0	1	38	10
<i>Barrido de la comida</i>	0	0	13	36	0
<i>Cierre de boca</i>	0	0	22	25	2
<i>Deglución activa</i>	0	0	26	13	10
<i>Postura de tronco</i>	0	0	30	9	10



postura al dar la comida y su grado de fatiga. En total se trataba de cinco personas diferentes (una por cada sujeto) que evaluaron un total de 49 comidas.

Los trabajadores evaluaron de forma muy positiva el uso del dispositivo en la ergonomía de su postura (85% mucho mejor y 100% mejor o mucho mejor) y la disminución del grado de fatiga (83% mucho mejor y 100% mejor o mucho mejor).

Conclusiones

Una gran dificultad a la hora de realizar este estudio comparativo sobre la alimentación en personas con discapacidad fue poder encontrar un grupo de personas con condiciones similares para que se pudiera realizar la toma de datos de forma reproducible. El hecho de que en cada centro sean pocas las personas que no pueden mantener la cabeza vertical durante la alimentación, que cada grado de discapacidad sea a menudo tan diferente, y que la colaboración no pueda ser buena en la gran mayoría de los casos, hace muy difícil conseguir este objetivo. Es por ello que únicamente se pudieron seleccionar cinco personas para participar en el estudio, lo cual supone una limitada muestra del mismo.

En primer lugar queremos resaltar que no hubo ningún ítem que se valorara como mucho peor o peor con el uso del dispositivo. En segundo lugar, que el efecto principal que persigue el dispositivo es mejorar la postura de la cabeza y el cuello, sin embargo durante el estudio se han identificado otros efectos beneficiosos añadidos.

La postura de la cabeza fue mucho mejor en el 96% de las observaciones y la disminución de la hiperextensión del cuello en el 94%.

En cuanto a otros parámetros, se valoraron como mejor o mucho mejor la retención en boca de comida (92%), de líquidos (90%) y de saliva (98%).

Aunque la diferencia no es tan manifiesta, en un 73% de las observaciones se valoró como mejor o mucho mejor el barrido de la comida con el dispositivo que sin él. En el resto de ítems: cierre de boca, deglución activa y postura de tronco, se observaron diferencias menores a favor de la utilización de Headpod®.

En la **tabla 3** se expresan los resultados de la valoración que realizaron los cuidadores que ayudaban en la alimentación de los sujetos estudiados sobre la ergonomía de su

A pesar de la limitación de la muestra, el dispositivo a estudio ha detectado una clara mejoría en la posición de la cabeza del usuario en todas las condiciones observadas durante las maniobras de alimentación. La impresión subjetiva aportada por los cuidadores acerca de la ergonomía y el cansancio acumulado ha destacado también el beneficioso efecto para ellos de utilizar Headpod®.

Este estudio se ha centrado en valorar los resultados durante la alimentación de los usuarios por ser el momento en el que más fácilmente se pueden establecer comparaciones y realizar la toma de datos, siendo una actividad que se repite de forma diaria en los pacientes afectados por parálisis cerebral y que resulta realizable por la mayoría de ellos.

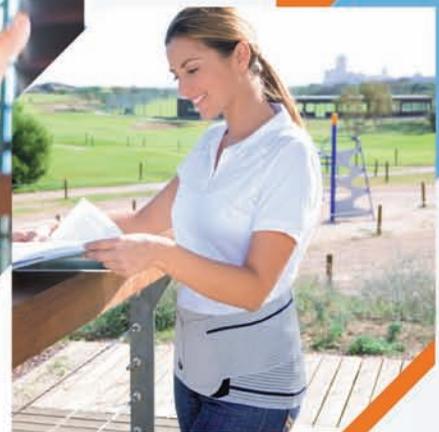
Otras actividades distintas a la alimentación pueden ser también aptas para el uso de esta nueva herramienta terapéutica que está siendo ya utilizada para mejorar las condiciones de vida en múltiples actividades domésticas, escolares, o profesionales de usuarios en un gran número de países, siendo los niños con hipotonía los que alcanzan un mayor índice de éxito.

Tabla 3: Ergonomía y fatiga de los cuidadores a la hora de la comida

	Mucho peor	Peor	Igual	Mejor	Mucho mejor
Ergonomía postura cuidador	0	0	0	7	42
Grado fatiga cuidador	0	0	0	8	41

Bibliografía

1. Ogg HL: Oral-pharyngeal development and evaluation. *Physical Therapy* 55: 235-241, 1975.
2. Gisel E.G., Schwartz S., y cols. "Whole body" Mobility after one year of intraoral appliance therapy in children with cerebral palsy and moderate eating impairment. *Dysphagia*, 15: 226-235, 2000.
3. Hulme J.B., Gallacher K, y cols. Behavioral and postural changes observed with use of adaptive seating by clients with multiple handicaps. *Physical Therapy* 67: 1060-1067, 1987.



TRAUMATOLOGÍA

REUMATOLOGÍA

REHABILITACIÓN

MEDICINA DEPORTIVA

ORTOPEDIA



ORLIMAN®

PRODUCTOS ORTOPÉDICOS

C/ Ausias March, 3 - Pol. Ind. La Pobla-L'Elia
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

Análisis de la sedestación

Propuesta de valoración pélvica E.C.O.T.

Francesc Octavio Mata

Director de E.C.O.T. Escuela Clínica de Ortopedia Técnica
Villanueva del Pardillo (Madrid)

Introducción

La sedestación es un estado dinámico en el que la persona adopta una postura contra la gravedad que le permite posicionarse y que es el primer paso en la historia del desarrollo que permitirá llegar a una futura bipedestación y marcha.

Su importancia es trascendental para conseguir la adecuada propiocepción y estrategias motoras para relacionarse con el medio, y por ello es muy importante asumir que, en casos patológicos donde existe una alteración de la sedestación, se ven interrumpidas o dificultadas las posibilidades de desarrollo hacia un estado normalizado.

En el presente artículo analizaremos los rasgos más importantes en la posición pélvica y una propuesta de clasificación de la misma para aportar un análisis biomecánico completo respecto a la orientación con dispositivos de sedestación ortopédicos y de ayudas técnicas.

Clasificación

Los tipos de sedestación son difíciles de clasificar o tipificar por la enorme complejidad biomecánica, así como en la diversidad de posicionamientos, no obstante podemos establecer patrones posturales según los diferentes planos.

Como introducción, podemos comenzar con una clasificación simplista que diferenciaría entre sedestación coronal, sedestación sagital y sedestación transversa, cada una de ellas con sus divisiones.

Para una completa comprensión de la sedestación debemos ser capaces de establecer un análisis en el que se integre el comportamiento del cuerpo en sus distintos segmentos significativos en estos tres planos.

La clasificación pues, adquiere mayor complejidad si tenemos en cuenta cada segmento en los tres planos: segmento escapular, raquídeo, pélvico, caderas, rodillas, tobillos y pies.

Tradicionalmente se ha venido afirmando que el segmento más importante en la sedestación es el pélvico, y efectivamente tiene un papel primordial en el posicionamiento corporal, pero nuestra opinión es que no debemos despreciar la importancia del resto de segmentos por que en muchas ocasiones son los verdaderos protagonistas y responsables de la situación patológica del paciente.

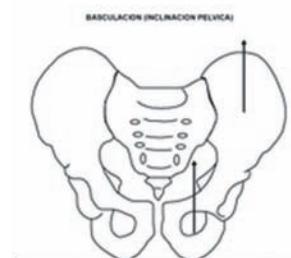
La clasificación más simplista y básica clásica de sedestación sagital en la que dividíamos la posición pélvica en sacra, isquiática y femoral, en función de la báscula posterior, central o anterior de la pelvis es claramente insuficiente para orientar un posicionamiento y una terapia ortopédica.

El comportamiento fisiológico siempre implica a los tres planos y por tanto debemos analizarlo bajo ese punto de vista. Los elementos básicos para una clasificación biomecánica deberían ser los siguientes:

- **Sedestación coronal**

En el plano coronal o frontal podemos encontrar una serie de comportamientos relacionados con la anatomía pélvica que provoca alteraciones significativas y que podemos dividir en:

- **Tipo C1:** Basculación (inclinación) pélvica en bloque: toda la pelvis en conjunto se mueve hacia un lado, sin alterar la relación osteo articular entre los tres elementos pélvicos.



LA CLASIFICACIÓN CLÁSICA: SEDESTACIÓN SAGITAL

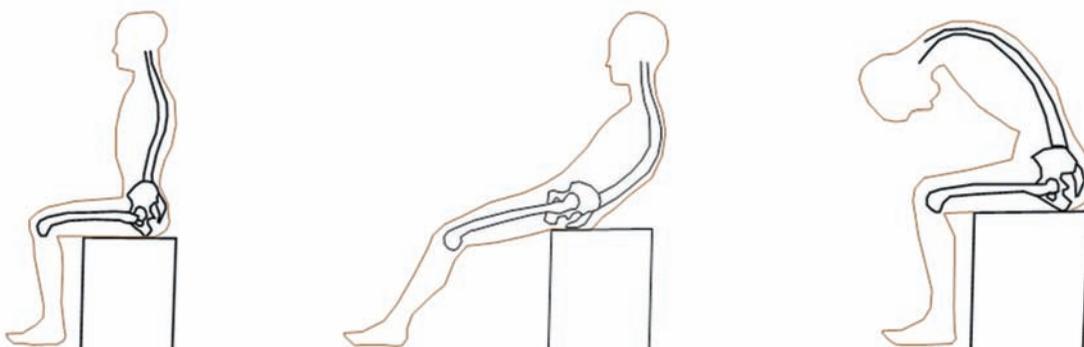


Figura 2

- **Tipo C2:** Basculación (inclinación) hemipelvica con apertura del lado de apoyo, la pelvis es móvil y responde al estímulo de la carga del asiento sobre el isquion apoyado. Su consecuencia es un cierre pélvico contralateral.



- **Tipo C3:** Basculación (inclinación) pélvica por anteriorización (ante versión) de una hemipelvis, y afectación del plano coronal de ese lado, elevándose aparentemente el lado contralateral.



- **Tipo C4:** Basculación (inclinación) pélvica por posteriorización (retroversión) y afectación del plano coronal de ese lado, elevándose aparentemente el lado el lado colateral.



- **Sedestación sagital**

Es la más extendida y usada, comprende los siguientes niveles en nuestra revisión aumentada:

- **Tipo S1:** Sedestación sacra o posterior, el apoyo se traslada hacia la cresta sacra, descargando los isquios y posteriorizando el centro de gravedad y de masa corporal, implica actitud cifótica raquídea. El ángulo pélvico es superior a los -5° estando por tanto en retroversión.

SEDESTACION SACRA O POSTERIOR



- **Tipo S2:** Sedestación isquiática o neutra: en la que la carga máxima se transmite a través de los isquios hacia el asiento, comporta una posición del ángulo pélvico de unos 0° (por tanto una retroversión relativa).

SEDESTACION ISQUIATICA O NEUTRA



- **Tipo S3:** Sedestación femoral o anterior: el centro de masa corporal se anterioriza, los isquios quedan posteriores a la línea de carga y el peso se transmite a las diáfisis femorales, implica un aumento funcional de la lordosis lumbar para mantener la verticalidad y el ángulo pélvico es superior a los 0° por tanto aparece ante versión pélvica.

SEDESTACION ANTERIOR O FEMORAL



- **Tipo S4:** sedestación con hemipelvis anteriorizada, con afectación en el plano transversal especialmente del sacro, que provoca rotación vertebral y escoliosis. El ángulo pélvico es asimétrico dependiendo del lado afecto respecto al normal (que permanece a 0°).

SEDESTACION ANTERIOR O FEMORAL



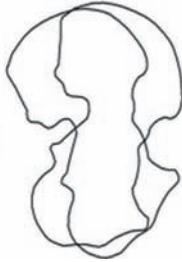
- **Tipo S5:** Sedestación con posteriorización hemipelvica en el que acontece lo contrario del caso anterior, afectación sacra transversa y posible escoliosis por rotación vertebral pero ángulo pélvico negativo respecto a la normal de 0° que permanece a ese ángulo.

SEDESTACION SACRA O POSTERIOR



- **Tipo S6:** sedestación con afectación hemipélvica bilateral contrapuesta: anteriorización de una hemipelvis y posteriorización de la otra, el sacro se encuentra en el punto máximo de rotación y afecta de manera especial a nivel raquídeo. Ángulos pélvicos alterados en positivo y negativo respectivamente.

POSICIONAMIENTO CONTRAPUESTO HEMIPÉLVICO



- **Sedestación transversa**

Afecta principalmente a los movimientos de rotación de la pelvis, así como de apertura y cierre de la parte anterior de la pala ilíaca para su clasificación usamos la línea interespinal, que une las espinas ilíacas Antero Superiores (EIAS) en el plano transversal, y nos define su posición con respecto a las Espinas Ilíacas Postero Superiores (EIPS). Dividimos en los siguientes grupos:

- **Tipo T1:** rotación de la pelvis en bloque, una hemipelvis se adelanta respecto a la otra, pero sin modificar las relaciones articulares intrínsecas de la pelvis, las dos líneas interespinales permanecen paralelas.

ROTACION EN BLOQUE



- **Tipo T2:** Rotación por ante versión o anteriorización de una hemipelvis, se adelanta el lado anteriorizado y las líneas interespinales dejan de ser paralelas, siendo más corta la distancia entre EIAS y EIPS del lado anteriorizado.

ANTERORIZACION HEMIPÉLVICA



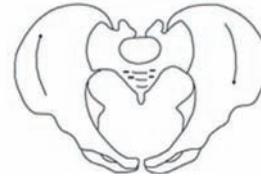
- **Tipo T3:** Rotación por retroversión (posteriorización) hemipélvica, se adelanta el lado sano, y la distancia entre EIAS y EIPS es más corta en el lado de la retroversión.

POSTERORIZACION HEMIPÉLVICA



- **Tipo T4:** movimiento de ante y retroversión hemipélvica en cada una de las hemipelvis, es el caso más frecuente, en el que el lado de la ante versión es el adelantado, las líneas interespinales suelen ser paralelas, pero no lo son respecto al respaldo de referencia.

ANTE Y RETRO VERSION HEMIPÉLVICAS



- **Tipo T5:** apertura hemipélvica, en la que la pala ilíaca se abre respecto a la línea interespinal, la línea posterior es la misma en ambas hemipelvis y están a la misma altura, pero la anterior es asimétrica y pierde el paralelismo con respecto al respaldo de referencia. El lado abierto es el posterior o retrasado.

CIERRE PELVICO



- **Tipo T6:** Cierre hemipélvico. En el que la pala ilíaca se cierra y la línea pasa a ser asimétrica como en el caso anterior con la diferencia que el lado afectado se anterioriza (se adelanta).

APERTURA PELVICA



Como se puede comprobar, nuestra propuesta de clasificación y análisis pélvicos de la sedestación comprende 16 niveles posibles, con los que tipificar el comportamiento de la pelvis en carga sedente.

En este sentido la manera de clasificar sería con tres letras y tres dígitos que definirían el comportamiento en cada plano y nos aportan información tridimensional de la situación.

Un ejemplo de clasificación con la escala ECOT que acabamos de presentar sería: C3, S4, T2 que definiría una ante versión hemipélvica de un lado a definir, o también un caso multifactorial podría ser C2, S4, T2 en el que el apoyo de la pelvis provoca una apertura pélvica que afecta a la pelvis que queda elevada que cae en ante versión y se produce una rotación por adelantamiento de una de las espinas anteriores.

El origen de los desalineamientos

Hemos propuesto una escala de clasificación que nos debe servir para tipificar la postura que adopta un paciente de forma espontánea al sedestar, y teniendo en cuenta su capa-

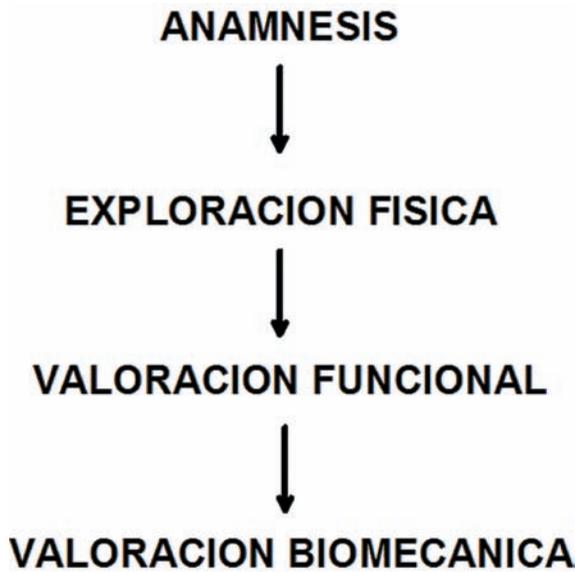


Figura 1

idad para mantener esa postura orientaremos con un tratamiento u otro. Es lógico pensar que según la capacidad motora o muscular que tenga la persona, debemos intervenir en mayor medida con un dispositivo posicionador.

En este sentido, la clasificación que hemos propuesto y que utilizamos en nuestro centro, debe complementarse con el estudio del resto de segmentos que hemos apuntado anteriormente, y al mismo tiempo con una escala de funcionalidad, que nos permitirá relacionar estado actual con pronóstico y capacidad evolutiva. Por tanto debemos integrar una metodología protocolizada de análisis (Fig. 1), que comprenda una anamnesis completa (historia o etiología de la patología), exploración y valoración física segmentaria (estado muscular, articular y óseo de los segmentos articulares corporales que afectan a la sedestación), valoración funcional (nosotros proponemos una escala muy sencilla, la de Sagunto, que nos da información de forma rápida y fácil) y por último la valoración biomecánica, que comprendería la valoración que hemos propuesto, a nivel pélvico, de cadera, de rodilla, de tobillo, de raquis y escápulo humeral, así como de codo y muñeca. Los desalineamientos que afectan al segmento que tratamos, que es el pélvico, pueden tener varios orígenes, aunque en

sedestación neurológica, pueden tener un origen muscular. Consideramos importante complementar el análisis del ortopeda antes de posicionar con un estudio de acortamientos musculares, debidos a la espasticidad o a otros tipos de hipertonía que pueden influir sobre la posición pélvica.

En este sentido y a grandes rasgos aconsejamos evaluar grupos musculares, debido a que la posición de la pelvis muchas veces se debe a la acción combinada de varios acortamientos, y cuando abordamos el estudio debemos saber que segmento es responsable de cada movimiento y posición.

En el cuadro (Fig. 2) podemos ver los principales grupos responsables de la movilidad y posición de la pelvis a nivel patológico y sus consecuencias.

Conclusiones

El estudio pormenorizado de una realidad que hasta el momento se ha presentado de forma muy generalista como es la sedestación se hace necesaria e imprescindible a la hora de trabajar con ayudas técnicas.

Los sistemas de posicionamiento, así como los sistemas de asientos en escayola (para estabilizar la pelvis en estadios precoces del desarrollo y crecimiento) así como los shapers u otros sistemas nos aportan grandes posibilidades de tratamiento en muchos desalineamientos, y una mejora en la calidad de vida, así como en la funcionalidad del paciente, que de otra manera vería truncada su posible línea de desarrollo.

Con un protocolo de trabajo meticuloso y un profundo conocimiento de los distintos segmentos afectados podemos llegar a desgranar los motivos de una sedestación patológica. En este artículo hemos pretendido presentar nuestra propuesta de análisis de unos de estos segmentos sin olvidar que el resto de partes implicadas deben ser igualmente estudiadas y tratadas.

Como conclusión debemos defender el enfoque holístico y sistémico de la persona, así como un análisis riguroso y metodológico de la situación para poder llegar a la mejor solución posible. Solo así conseguiremos aportar el mejor tratamiento para un problema multifactorial.

PRINCIPALES GRUPOS MUSCULARES Y SU ACCION SOBRE LA PELVIS

PLANO CORONAL	PLANO SAGITAL	PLANO TRANSVERSO
ELEVACION: Gluteo medio, oblicuo abdominal, cuadrado lumbar	ANTEVERSION: Psoas ilíaco, Recto anterior, cuadrado lumbar RETROVERSION: Isquisurales, gluteo mayor, recto abdominal	ROTACIONES: Asimetrías hemipélvicas, Rotadores de cadera, Oblicuos abdominales, Musculos del suelo pélvico

Figura 2

- **CircAid** es un nuevo concepto de compresión INELÁSTICA para las fases de descongestión y mantenimiento del linfedema y del lipedema -ADAPTABLE- gracias a un sistema de velcros y con el que se puede medir el gradiente de PRESIÓN exacta gracias a su sistema BPS (built-in pressure system).
- **CircAid** evita al paciente un vendaje voluminoso, a la vez que garantiza un gradiente de compresión exacto. CircAid puede reajustarse a medida que el miembro reduce su volumen. **CircAid** es inelástico, garantizando los parámetros médicamente efectivos de rigidez e histéresis, permite su utilización incluso con una reducción de volumen del 20% y un aumento del 5%.
- A diferencia de los vendajes, no se necesita un profesional sanitario para su colocación, sabemos con exactitud la compresión; en un vendaje la presión se pierde a las dos horas aproximadamente un 50% , por lo tanto su eficacia terapéutica es mayor.
- Puede ser utilizado durante 24 horas.
- **CircAid** también es la solución para aquellos pacientes que teniendo que utilizar medias médicas de compresión, no pueden utilizarlas por incapacidades.
- **CircAid** representa la compresión del siglo XXI.
- Se puede adquirir en centros especializados.
- medi ofrece soluciones completas, tanto en la fase descongestiva como en la fase de mantenimiento mediante las prendas de tricotado plano de baja elasticidad.
- **Es un producto medi.**

medi



medi Bayreuth España, S.L.

c/ Canigó, 2-6

08901 Hospitalet de Llobregat (Barcelona)

Tel. 93 260 04 00 · Fax.93 260 23 14

www.mediespana.com

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 gestoría contable-fiscal-laboral.
- Servicio de mensajería concertada

total 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