

toi

Técnica Ortopédica Internacional

Época II - Año 5 - Núm 5/2017



FETOR
FEDERACIÓN ESPAÑOLA
DE TÉCNICOS ORTOPÉDICOS



La red nº **1** de ortopedias

juntos por el desarrollo



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

Contacta con nosotros:

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

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

www.ibermed-ortopedias.com



Editorial

Llega a sus manos al número 5 de la revista TOI. Técnica Ortopédica Internacional. Y lo hace después de un año de importantes y obligados cambios en la Federación, motivados por el inesperado y repentino fallecimiento de nuestro anterior presidente, Santiago Maza. Hoy, los que formamos la nueva Junta de FETOR, encabezada por Jaume Reixach, nos proponemos dar continuidad a la excelente línea de trabajo emprendida por nuestro amigo y compañero Santi, aportando siempre que sea posible nuevas ideas e iniciativas con el fin de mejorar la profesión. En este sentido, la continuidad de la revista TOI es una cuestión innegociable, pues hace unos años apostamos para que iniciara una nueva etapa y hoy ya es una publicación de referencia en el sector.

Para FETOR, la formación siempre ha sido uno de los pilares básicos en los que debe sustentarse la profesión y sus profesionales. En este marco, creímos que el sector recibiría de buen grado la revista TOI, una publicación rigurosa, con contenidos escritos por profesionales y para profesionales, que volviera a editarse con el mismo objetivo con el que nació, en 1988: ser una herramienta de consulta, que contribuyera a potenciar la formación y el conocimiento entre todos los que formamos el sector de la ortopedia.

Hoy, los resultados nos confirman el acierto de esta iniciativa, hecha realidad bajo la presidencia de Santi. Este es el primer número de la revista TOI que editamos tras su fallecimiento. Con el permiso de todos nuestros lectores, a él se lo dedicamos.

Sumario

Alteraciones craneales infantiles.
Plagiocefalia, tratamiento y
prevención

5-9

Prótesis nasales:
resección y protetización

11-14

Simulación mediante elementos
finitos de un pie para correr

17-23

Las limitaciones de los
dispositivos estándar en
sedestación y posicionamiento

27-30

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

Jaume Reixach

Comité científico y de redacción

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

Coordinación editorial

Miquel Carbonell

Publicidad

Dpto. propio de FETOR

Diseño y Maquetación

eMeGeA Comunicació i Fotografia Digital

Impresión

Dilogic, S.L.

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

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

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

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

Algunas imágenes y/o fotos en esta publicación tienen derechos de autor propiedad de 123RF Limited, sus Contribuyentes o Asociados y están siendo usadas con permiso bajo licencia. Estas imágenes y/o fotos no pueden ser copiadas o descargadas sin permiso de 123RFLimited.

Spinova® Osteo



**Para enderezar y estabilizar
la columna vertebral**



Para todas las indicaciones en las que se requiere un enderezamiento y corrección de la columna lumbar y torácica, así como una reducción de la movilidad del tronco, especialmente en casos de OSTEOPOROSIS.

Con reclinador adaptable sin herramientas

Alteraciones craneales infantiles. Plagiocefalia, tratamiento y prevención

Saioa García Rubio

Fisioterapeuta pediátrica (UIC)

Diplomatura de postgrado en técnicas ortopédicas (UAB)

Fisioterapeuta en Ortopedia Técnica Ansebeda, S.L

Resumen | Abstract

La plagiocefalia posicional ha aumentado hoy en día debido a las pautas para evitar el SMSL (síndrome muerte súbita del lactante). Por lo tanto, valoraremos las posibles causas y el tratamiento de la misma. Analizaremos los diferentes métodos de los cuales disponemos y la posible evolución del bebé.

Positional plagiocephaly has increased today because of the guidelines for preventing SIDS (sudden infant death syndrome). Therefore, we will evaluate the possible causes and the treatment of the same. We will analyze the different methods of which we have and the possible evolution of the neonate.

Palabras Clave | Key words

Asimetría craneal, plagiocefalia, posición durante el sueño, factores de riesgo, neonatos.

Cranial asymmetry, plagiocephaly, sleeps position, risk factors, neonates.

Introducción

(1)(2) La plagiocefalia posicional es una deformidad craneal que consiste en un aplanamiento de la parte trasera de la cabeza del bebé, generalmente del lado derecho y más frecuente en niños que en niñas, que puede acompañarse de un desplazamiento del mismo lado de la cabeza hacia adelante.

Este tipo de deformidad la puede presentar cualquier niño y se debe a que los huesos del cráneo



son muy moldeables y presentan mucho movimiento, al no estar todavía unidos durante los primeros meses de vida.

Signos que observaremos en el bebé



La frente del lado aplanado puede estar más abombada, el ojo del mismo lado puede estar más abierto y la oreja puede estar más adelantada si se la compara con la del otro lado.

La mayoría de niños con plagiocefalia tienen como causa común una torticollis muscular congénita o la costumbre de dormir habitualmente sobre el mismo lado (13).

Posibles causas (2)(9)(14)

- Los bebés de gran peso y más dormilones son más propensos a las deformidades craneales.
- Los primerizos, al tener menos experiencia los padres, se les cambia menos de posición, y a los segundos por falta de tiempo para dedicarle.
- Los bebés nacidos fuera de término, es decir, pasada la fecha prevista, tienen más posibilidad de plagiocefalia (suelen tener un tamaño mayor).
- Se da dos veces más en niños que en niñas.
- La plagiocefalia posicional afecta más al lado derecho que al izquierdo.

Causas prenatales:

- Embarazo múltiple.
- Feto grande (macrosoma).
- Feto post-maduro.
- Desproporción pélvico-fetal.
- Encajamiento prolongado.
- Tumoraciones uterinas (miomas...).

Causas post-natales:

- Dormir siempre del mismo lado.
- Tortícolis muscular congénita. La musculatura del cuello de uno de los lados está contracturada y acortada.
- Encajamiento prolongado.
- Exceso de horas semi-sentados en sillita, hamaca o gandula.



Posibles consecuencias

Si la causa que provoca la plagiocefalia no se trata adecuadamente, puede provocar asimetrías de la cara (básicamente una oblicuidad de la línea media) en el curso de los primeros años. Si la corrección ortopédica de la deformidad no se hace antes de los primeros seis meses de la vida, puede persistir hasta la vida adulta.

Diferencia entre braquiocefalia y plagiocefalia (9)(10)

La diferencia entre plagiocefalia y braquiocefalia consiste en que en la primera el aplanamiento es lateral, generalmente del lado derecho, mientras que en la segunda el aplanamiento es de toda la parte posterior de la cabeza del bebé.

El problema de estas deformidades craneales reside en que muchas veces no son tratadas o no se les concede importancia por parte de algunos profesionales del sector, alegando que es un problema estético, cuando en realidad es una deformidad y se debe tratar.



mismo punto (3)(6)(10)(14)(15).

- *Cojín postural con orificio para prevenir deformidades craneales.* Existe una serie de cojines de venta en ortopedias y algunas tiendas especializadas en productos para el bebé, que disminuyen la presión craneal y permiten un posicionamiento más simétrico. Si existe tortícolis será importante que el cojín sea lo más corrector posible dentro del confort del niño (10). Cojín Mimos/peanut pillow dmo (11).



- *Fisioterapia.* El terapeuta dará pautas acerca de qué serie de ejercicios son más beneficiosos para el bebé. Generalmente ejercicios de estiramiento y rotaciones que los papás deberán practicar en casa (8)(13)(14).

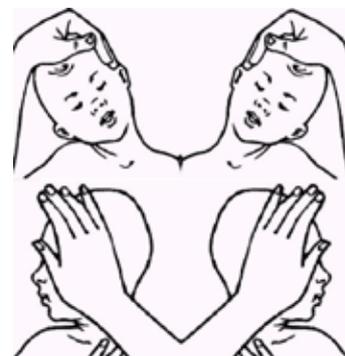
Metodología

Métodos de prevención de la plagiocefalia

Lo más importante son los cambios posturales (2). Para evitar el Síndrome de Muerte Súbita del Lactante (SMSL) (4), desde 1992 la Academia Norteamericana de Pediatría recomienda que los bebés duerman boca arriba, pero esto no quiere decir que el bebé deba estar así todo el día. Debemos alternar esta posición con decúbitos laterales todo lo que nos sea posible. En el caso de que ya exista una plagiocefalia, siempre intentaremos que el niño duerma del lado contralateral al aplanamiento y en el caso de la braquiocefalia, alternaremos los decúbitos laterales y evitaremos el supino (boca arriba).

Tratamiento de la plagiocefalia

- *Cambios posturales.* Intentaremos hacer el máximo número de cambios posturales para disminuir la presión sobre un



- *Tummy time.* Existe una serie de ejercicios programados para cuando el niño esté despierto, que ayudan a mejorar el control de la cabeza y a fortalecer la musculatura. Se pueden consultar en internet gratuitamente. Muchos de ellos se basan

en coger en brazos al bebé, ponerlo boca abajo en la cama o sobre una pelota, pero siempre mientras esté despierto y bajo supervisión.

Se deben comenzar lo antes posible, incluso en el hospital, periodos cortos al principio, 3-5 minutos máximo e ir aumentando. Nunca hacerlo sobre superficies demasiado blandas o mullidas y siempre en momentos de bienestar del bebé (alimentado, descansado y feliz) (3)(5)(6)(7)(8)(10)(15).



– *Tratamiento ortopédico.* Si tras realizar todos los demás tratamientos persiste la plagiocefalia y el niño ya tiene los 3-4 meses, el médico y el terapeuta deben valorar, dependiendo del grado de severidad, si hay que añadir a dicho tratamiento el uso de bandas ortopédicas craneales dinámicas para devolver la forma al cráneo del bebé. Entre los 4 y los 12 meses de edad es cuando mejores resultados se obtienen. Estas bandas aparecieron a nivel mundial en 1986. Han ido evolucionando y existen muchas variantes, las conocemos también como una variante de los cascos craneales. Algunos poseen bandas dinámicas y otros orificios, que permiten la expansión de la zona aplanada de la cabeza del bebé (1)(3)(9)(10)(12).

Teniendo en cuenta la elasticidad del cráneo entre los 4 y los 12 meses de edad, si todo lo anterior no funciona, se valorará el uso del casco craneal, el cual permitirá al niño que su cráneo se expanda en las zonas aplanadas y le dará contención a las partes abombadas para así conseguir una uniformidad de toda la cabeza.



La ortesis externa ha sido cuestionada por diversos autores, aunque los resultados en consulta demuestran que el casco es muy efectivo en casos de plagiocefalia grave que no mejoran con el resto de tratamientos o en casos de plagiocefalia moderada con torticollis congénita, la cual dificulte el tratamiento postural. El uso del casco siempre debe ir acompañado de tratamiento intensivo de fisioterapia. Será el fisioterapeuta el que evaluará, junto con el médico y el ortopeda, la evolución del niño y ayudará a un correcto desarrollo motriz.



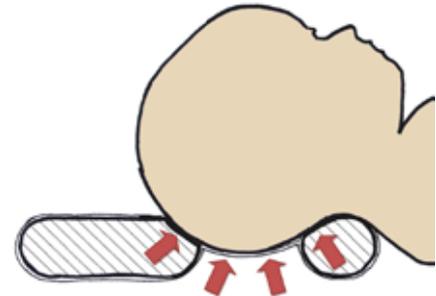
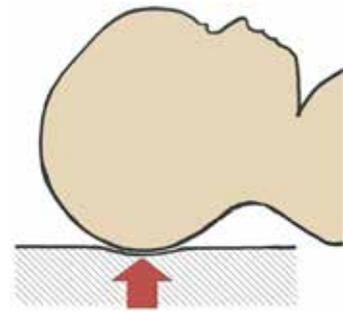
A medida que el niño se hace mayor, las posibilidades de mejoría disminuyen, de forma que a partir de los 2 años de edad ya no es posible el tratamiento ortopédico, siendo sólo útil la cirugía.

¡Muy importante! Se debe descartar que no exista una craneosinostosis, es decir, el cierre prematuro de las suturas que separan los huesos del cráneo. En ese caso, la cirugía es la mejor opción y la que mejores resultados tiene. Esto se puede descartar mediante radiografía simple o tomografía computarizada (1)(9)(10)(12).



Resultados

Debemos destacar que la gran mayoría de niños con plagiocefalia no necesitan tratamiento ortopédico y casi todos mejoran con el uso del cojín, los cambios posturales y ejercicios. Solo un pequeño porcentaje necesitará hacer uso de las bandas y algunos del casco. En el caso de torticolis, será indispensable el tratamiento fisioterapéutico y en el caso de la plagiocefalia posicional, seguir las pautas citadas en el artículo.



Conclusiones

Se obtiene la conclusión generalizada de que en la mayoría de los casos de plagiocefalia posicional temprana, debemos dar pautas a los padres para que realicen los cambios posturales y los ejercicios más aconsejables para el bebé.

En caso de existir una plagiocefalia importante haremos uso del cojín más efectivo en cada caso y todo lo citado anteriormente. En casos más severos o tardíos confeccionaremos una ortesis correctora craneal y por último, en casos de cierre prematuro de suturas, derivaremos a un especialista para valorar la intervención.

Agradecimientos

Ortopedia López-Sanigor, por las fotos de Candela y su casco. Infocefalia, por las imágenes del Cojín Mimos.

DM Orthotics, por sus fotos de la Peanut pillow para torticolis congénita

Imagen de Craneosinostosis: Foto particular de P. Entizne.

Imagen tummy: Foto particular A. Cadierno.

Bibliografía

1. Neurocirugía Contemporánea. Plagiocefalia posicional. Volumen 2. Número 7. Julio 2008. Varios autores
2. Pediatrics. Official Journal of American Academy of Pediatrics. Incidence of Cranial Asymmetry in Healthy Newborns. 2002
3. A clinician's Guide to positional Plagiocephaly. BC Children's Hospital 2008
4. Ponencia en el V Simposium Nacional sobre la SMSL. 2004
5. <http://baby.lovetoknow.com/baby-development/how-encourage-baby-have-tummy-timme>. By Michele Meleen
6. <http://www.tinylove.com/es/articles/tummy-time-positions>
7. <http://beyondbasicplay.wordpress.com/2013/05/15/tips-and-tricks-increasing-neck-strenght-and-head-control/>. Actualizado 2016



8. <http://www.candokiddo.com/news/is-tummy-time-mean>
9. www.plagiocefalia.com bandas craneales DOC Band
10. www.infocefalia.com
11. www.dmorthotics.com
12. www.plagiocefalia.es Starband
13. rehabilitacionpremiummadrid.com/.../caso-clinico-plagiocefalia-fisioterapia-y-osteopatia. Elena Alcarria. 2014
14. Medidas de prevención y tratamiento fisioterápico en la plagiocefalia. Fisioterapia online. Jessika Castellanos
15. Prevención de la plagiocefalia a través de la orientación a los padres. Alicia Manzananas. 2016. Efsiopediatric. Revisión de artículo Eur J pediatr (2015)

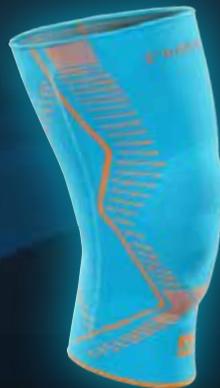
E+motion[®]

inspired by

cep

the intelligent sportswear

medi



medi. i feel better.

Prótesis nasales: resección y protetización

Anna Arbós | Jorgina Arbós

Técnica ortopédica y anaplastóloga

Técnica ortopédica, protésica dental y anaplastóloga

Ortopedia Arbós

Resumen | Abstract

Las epítesis faciales son las más complejas de elaborar por las particulares formas de la cara y su forma asimétrica dentro de su simetría, pero cuando se trata de la nariz, que es uno de los pilares que sustentan la estructura facial, el trabajo es aún más complicado, ya que no tenemos referente contralateral y la forma en que se esculpa variará las facciones de la persona. En este artículo intentaremos clasificar los tipos de amputaciones nasales para los que se requiere intervención del anaplastólogo.

Facial Prosthesis are the most complex to develop because of the particular face shapes and asymmetrical shape within its symmetry, but when it comes to the nose, which is one of the pillars of the facial structure, work is even more complicated, as we have no reference of the contralateral limb and the way of we sculpt it will vary factions of the person. In this article we classify types of nasal amputations for which intervention is required an anaplastologist.

Palabras clave | Key words

Epítesis, nasal, carcinoma, anaplastología, implante, silicona.

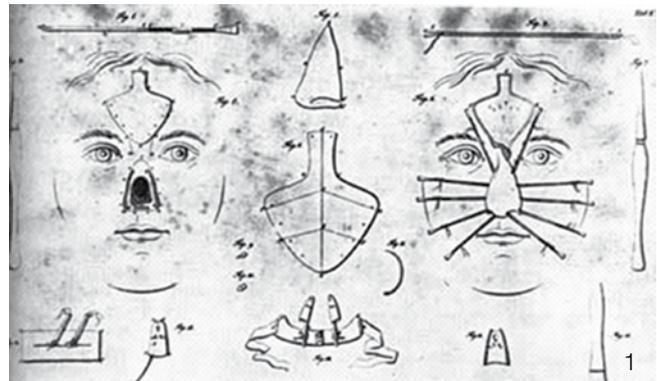
Epithese, nasal, carcinoma, anaplastology, implant, silicone.

Introducción

Quizá no haya transformación facial más perturbadora que la ausencia de la nariz. Nada con qué disimularlo; ni cabello, ni gafas, sólo un hueco en medio de la cara. Tan importante es en el rostro, que en la India es considerada un órgano de respeto y reputación y su pérdida significa ser excluido de la sociedad.

No en vano, los hindúes practicaban amputaciones nasales a los adúlteros y ladrones como castigo ya en el 3000 a.C., que poste-

riormente se reconstruían mediante colgajos e injertos y que se encuentran documentadas en el libro del cirujano indio Sushruta (año 600 a.C.), donde explican las intervenciones que realizaban los Vedas en el 2600 a.C., así como el instrumental usado y el tipo de colgajo a realizar (usado aún en la actualidad). (Imagen 1)



Mientras la mayoría de amputaciones nasales en India eran de tipo traumático, en Europa eran causadas por enfermedades como la lepra, la viruela, el noma, el lupus y especialmente la sífilis (Nota 1) (Imagen 2). Para muchas de ellas se aplicó el "método indio" hasta el siglo XX, con sus modificaciones correspondientes para minimizar las complicaciones.

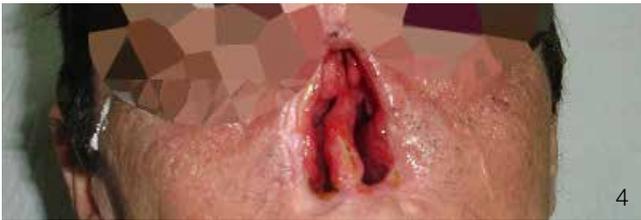




3

Es evidente que la cirugía ha de ser una opción prioritaria en casos de amputación nasal. Si hay tejido al que poder recurrir, el paciente no tendrá que estar “hipotecado” a una prótesis de por vida (Imagen 3), pero hay casos en los que ello no es posible por diversas circunstancias que intentaremos someramente analizar en este artículo. En estos casos es donde entra el trabajo del anaplastólogo.

A) Pacientes oncológicos. El carcinoma basocelular es uno de los que más incidencia tienen en la nariz. Por regla general, los especialistas, sean cirujanos plásticos, dermatólogos, otorrinos, maxilofaciales, etc. intentan cubrir el agujero con injertos o colgajos, pero cuando la piel ha sido irradiada o tiene fuerte riesgo de recidivas, el riesgo de que se extienda de nuevo el tumor, hace que la cirugía se practique para conservar el tejido limpio y no se dedique a cubrir el vacío que ha quedado tras la cirugía. (Imagen 4)



4

B) Pacientes consumidores de estupefacientes. Se enfrentan a dos problemas: uno el de la destrucción del tejido interno de la nariz (sobre todo del tabique nasal, pero también pueden afectarse otros tejidos circundantes). El otro es la inflamación crónica causada por la infección añadida en esa zona. En ocasiones, las reconstrucciones quirúrgicas suelen fallar, ya sea porque el paciente no abandona el consumo de drogas, ya porque el tejido está tan deteriorado que la reconstrucción no es estética (Imagen 5). Cuando esto ocurre, y mientras se espera a la



5

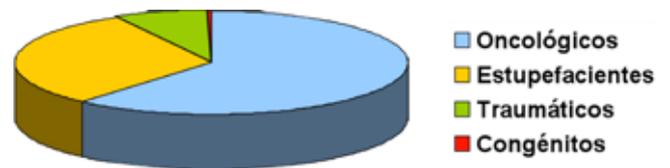
siguiente intervención, se recurre a éptesis nasales montadas sobre la reconstrucción plástica.

Debemos destacar también, el hecho de que en ocasiones, las prótesis nasales pueden complementarse con obturadores palatinos, ya que además el consumo de estupefacientes provoca perforaciones de paladar.

En este grupo de pacientes podríamos englobar a los fumadores que, si persisten en el hábito tabáquico, perjudican las mucosas y tejidos adyacentes, y a la misma prótesis que se les pueda elaborar, ya que la nicotina y las otras sustancias provenientes del tabaco forman una capa interna que se adhiere a la silicona y es imposible de sacar, con las consiguientes complicaciones higiénicas.

C) Pacientes traumáticos. Afortunadamente es el porcentaje menor de afectados, ya que cuando esto ocurre, no sólo queda afectada la nariz, sino también parte de la cara, teniendo que construir prótesis más complejas que engloben restauraciones orbitarias o de maxilar.

D) Pacientes congénitos. Los casos de arrinia son muy poco frecuentes; estando documentados sólo 37 en la actualidad en todo el mundo y suelen ir asociados a otros problemas como paladar hendido, colobomas de iris, deficiencias mandibulares, etc. Para estos casos la opción es, evidentemente, quirúrgica. (Imagen 6)



6

Metodología

De los cuatro grupos descritos, únicamente trabajaremos con los tres primeros, ya que su incidencia se da en adultos mayoritariamente. El diseño de una prótesis nasal es más complejo de lo que puede aparentar a simple vista, ya que carecemos de referente contralateral y en ocasiones queda supeditado a las partes que se han salvado de la cirugía. También es un obstáculo añadido el que, si en el quirófano se ha tirado del tejido para poder cubrir zonas dañadas, se aumenta la asimetría a nivel de pómulos y maxilar superior.

Cuando un paciente con amputación nasal acude a nuestro gabinete, lo primero que demanda es que le “tapan el defecto de la cara” (en muchas ocasiones no se atreven a mirarse en el espejo) y en una segunda reflexión, que se le devuelvan las mismas facciones que antes de la cirugía. Esto es lo más difícil de hacer comprender al paciente ya que, acompañando a la cirugía y al tratamiento posterior, suelen haber modificaciones a nivel dental que han provocado pérdidas de peso notorias, con lo que las facciones son muy diferentes.

A nivel psicológico es fundamental que el paciente reciba todo el apoyo por parte de la familia y allegados, ya que ayudará a la recuperación y a la mejora de su autoestima, con lo cual conseguiremos que acepte mejor el cambio en su rostro.

Una vez hecha la toma del molde, en que se abarca desde los ojos hasta el labio superior (Imagen 7), se intentará reconstruir



7

la nariz en un prototipo de cera, respetando al máximo las proporciones faciales existentes y la expresión del paciente antes de la operación. Para hacer el prototipo en cera, nos basamos en imágenes fotográficas de antes de la cirugía aportadas por el paciente, intentando combinar su apariencia anterior con la actual e intentando que la prótesis sea una pieza práctica, que en todos los casos lo será, ya que sirve de sujeción a las gafas y facilita que el vaho emitido en la respiración quede canalizado a través de las narinas y no ascienda a los ojos, provocando el empañamiento de unas gafas que se sujetan como se puede sobre las orejas al faltar la pirámide nasal. Además, ayuda a mantener mejor hidratadas las mucosas, que no se resecan tanto al no estar en contacto con el aire y ayudan a que éste no se sienta tan frío al inspirar.

Es por ello que en la prueba de cera, es fundamental que el paciente aporte las gafas que llevará habitualmente, para que se puedan adaptar a la prótesis y viceversa. Así pues, el tipo de montura y lentes quedarán ligeramente supeditados a la futura prótesis. Un excesivo peso puede hacer que la prótesis no se mantenga en su sitio, por lo que aconsejamos siempre lentes orgánicas y monturas ligeras. (Imagen 8)



Además de tener en cuenta las gafas, también es fundamental saber qué tipo de sistema de retención usaremos. Fundamentalmente serán dos, aunque en ocasiones muy puntuales, se puede recurrir a sistemas antiguos que ya han caído en el desuso pero que pueden ser de utilidad.



a) Retención por implantes: en pacientes que no hayan quedado afectados por la radiación durante un tratamiento oncológico.

En estos casos es lo más práctico por la facilidad que supone la colocación y extracción. Para ello se diseña una estructura en metales preciosos donde se anclará el imán o los caballetes que harán que la prótesis se mantenga en su lugar. (Imagen 9)

b) Retención mediante adhesivos: cuando es imposible hacer la cirugía para colocar los implantes, bien porque el tejido ha sido irradiado, bien porque el paciente no desea volver a pasar por quirófano, se puede recurrir a adhesivos médicos que se colocan sobre la piel y la prótesis a modo de cola de contacto y que permiten que la prótesis se pueda usar durante todo el día sin problemas. (Imagen 10)



c) Sujeta a una montura de gafas. Cuando fracasan las otras dos opciones. El principal problema que presenta esta opción es que cuando se extrae la gafa, sale todo el conjunto, dejando al descubierto el agujero. Es un sistema que está en desuso. (Imagen 11)



Una vez decidido el sistema de retención, se diseñará la prótesis intentando hacerla lo más hueca posible para facilitar la entrada y buena canalización de aire, escogiendo la silicona médica para su elaboración final, por su biocompatibilidad y su versatilidad a la hora de colorearla para conseguir un mejor camuflaje en el rostro. En otros artículos hemos insistido siempre en la higiene de una

prótesis facial, pero en este caso es inexcusable una higiene escrupulosa una vez al día como mínimo, ya que la zona nasal es productora de mucina que atrapa los microorganismos nocivos. El hecho de sonarse la nariz que tan cotidiano es y que sirve para higienizar los conductos nasales, en estos casos se pierde, con lo cual, la acumulación de moco en el agujero nasal o en la prótesis nos puede dar algún quebradero de cabeza. Se recomienda extraerla para limpiar con suero la cavidad nasal y la misma prótesis o incluso evitar llevar esta última en casos de catarro, para hacer una higiene frecuente. La acumulación de suciedad o microorganismos en una epítesis que se mantiene a la temperatura corporal, puede provocar problemas crónicos e infecciones que desaconsejarán su uso. (Imagen 12)

Ni que decir tiene que el usuario de una prótesis nasal no debería fumar y mucho menos con la prótesis colocada y, sin embargo, aún hay pacientes que lo hacen. Un paciente fumador que no dejó el hábito tabáquico ni por prescripción médica ni por consejo del anaplastólogo dejó en sólo tres meses en el interior de la epítesis una capa costrosa que a duras penas se pudo arrancar cuando se sometió a reparación.



Conclusiones

Podemos concluir diciendo que las prótesis nasales no sólo cumplen una función estética que ayuda a restaurar la imagen y la autoestima al paciente, sino que tienen diversos aspectos funcionales muy importantes en el día a día, a saber:

- Sustentación de unas gafas.
- Canalización del aire inhalado, junto con los olores (no en todos los casos), con la consiguiente mejora del sentido del sabor y del olfato.
- Se templó el aire inhalado, con la reducción de sensación de aire frío cuando se inspira.
- Se evita la molestia del empañamiento de gafas al usuario de éstas, ya que el aire es conducido por las falsas narinas en silicona.
- Menor deshidratación de las mucosas nasales al reducir el contacto con el exterior.

(Nota 1) Es interesante el capítulo de la serie de TV "The Knick" ambientada en el siglo XIX, donde una paciente afecta de sífilis acude al centro hospitalario para que se le practique una reconstrucción quirúrgica nasal con un colgajo extraído de la cara interna de su brazo.

Agradecimientos

A nuestros pacientes que han prestado su imagen para divulgar y dar a conocer este tipo de prótesis faciales.
A todos ellos nuestra gratitud.

Bibliografía

- Thomas, K.F.: Prosthetic rehabilitation Quintessence books 1994
 Nichter, Larry S. et al. The impact of indian methods for total nasal reconstruction. Pacific Center for Plastic Surgery, 2015
 Serra, J. Breve reseña histórica. Cátedra de cirugía plástica, estética y reparadora. UIC 2013
 Archivo fotográfico y documental de Ortopedia Arbós

PRÓTESIS OCULARES



AUTODILATACIÓN

-



DE LA PUPILA

+

NUEVA PRÓTESIS OCULAR CON DILATACIÓN PUPILAR

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

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

BAJA VISIÓN



¿QUÉ ES LA BAJA VISIÓN?

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



LAS AYUDAS VISUALES?

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

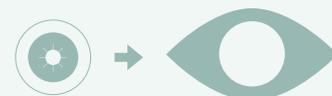


BAJA VISIÓN?

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



LENTES PROTÉSICAS



CORREGIMOS:

01 ALTERACIONES MORFO-FUNCIONALES

Aniridia, coloboma, albinismo, afaquia...



02 ALTERACIONES MORFO-ESTÉTICAS

Leucoma total, leucoma central...



03 ALTERACIONES FUNCIONALES

Miosis, ambliopía funcional, fotofobia



ART-LENS
Prótesis Oculares

Álex Gutiérrez
Ocularista

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

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



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



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



Trusted Solutions,
Passionate People



Pinoso's
Original



DISEÑO Y FABRICADO EN ESPAÑA



**MODELOS ESPECIALES PIE DIABÉTICO
PARA CABALLERO Y SEÑORA**



ANCHOS EUROPEOS: G-H-K



**CALZADO CON GRAN CAPACIDAD
PARA INCORPORAR
PLANTILLAS ORTOPÉDICAS**



**DE VENTA
EN DISTRIBUIDORES AUTORIZADOS**



C/ Ocho de Agosto, 14 - 03650 Pinoso (Alicante)
Tels. 966 970 274 · 966 970 130 - Fax. 965 477 788
www.pinosos.es · info@pinosos.es



Simulación mediante elementos finitos de un pie para correr

Itziar Tolosa 1 | Miren Canellada 2 | Garoa Eizaguirre 3 | Iker Uriarte 4

1. UGLE (Urola Garaiko Lanbide Eskola). Departamento I+D+i. Ingeniería Internacional y Europea en Soldadura (IWE, EWE) por CESOL (Asociación Española de Soldadura y Tecnologías de Unión)
2. TKNIKA (Centro de Investigación e Innovación aplicada de la FP del País Vasco). Dinamizadora proyectos Materiales Composites. Doctorado en Polímeros por la Universidad de Pau et des Pays de l'Adour (France)
3. Proyecto fin de Grado de Ingeniería en Mecánica UPV-EHU (Universidad del País Vasco)
4. Ortopedia ORTOKA. BSc Prosthetics & Orthotics por la Universidad de Salford (Manchester)

Resumen | Abstract

Investigación sobre la modelización mediante elementos finitos (MEF) aplicado a obtener capacidad de predicción (desplazamiento, deformación y tensión) del diseño, proceso de fabricación y la efectividad de los resultados de pies de carbono. Permite modelizar un sistema y realizar modificaciones sobre el mismo sin riesgo y optimizando costos.

Se analiza el comportamiento de una prótesis de fibra de carbono para un amputado transfemoral largo activo que desea correr. Actualmente, el paciente lleva una prótesis que consta de encaje Isny (encaje hiperbárico con termoplástico flexible interior y estructura de fibra de carbono con ventanas en el exterior), liner de silicona Iceross Seal-In X5-TF de Ossür, rodilla hidráulica 3R80 de Otto Bock y pie de fibra de carbono TRITON HD Otto Bock que se desea sustituir por un Flex Run de Ossür.

Empleando el MEF y basándose en datos reales aportados por Ossür se simula partiendo de ciertas hipótesis el comportamiento del pie Flex Run. El pie está formado por un apilado de láminas de fibra de carbono y resina epoxy (que se desconocen); composite de CFRP (Carbon Fiber Reinforced Polymer). El tipo de refuerzo, su configuración y orientación en la pieza, van a influir en las propiedades finales del pie. Se estudia la influencia del refuerzo para optar por un apilado óptimo que cumpla con las condiciones de deflexión para la categoría correspondiente. Se ha utilizado el método de la ingeniería inversa (escaneado 3D) y la fabricación aditiva FDM para fabricar un encaje de polycarbonato (PC) donde se montará el pie de carbono Flex-run, y se comprobará el uso en el paciente.

Research on finite element modeling (FEM) applied to obtaining prediction capacity (displacement, deformation and tension) of the design, manufacturing and the effectiveness of carbon feet results. It allows to model a system and to make modifications on it without risk and optimizing costs.

It is analyzed the behaviour of a carbon fiber prosthesis for an active long transfemoral amputee who wants to run. Currently the patient is wearing a prosthesis consisting of Isny socket (hyperbaric socket with flexible inner thermoplastic and carbon fiber structure with windows), Iceross Seal-In X5-TF silicone liner by Ossür, 3R80 hydraulic knee by Otto Bock and TRITON HD Otto Bock foot Carbon fiber that is aimed to be replaced with a Flex Run by Ossür for running.

Using FEM and based on real data contributed by Ossür and on certain hypotheses, the behavior of the Flex Run foot is simulated. The foot is formed by a stack of carbon-fiber sheets and epoxy resin (which are unknown); CFRP composite (Carbon Fiber Reinforced Polymer). The type of reinforcement, its configuration and orientation in the piece, will influence the final properties of the foot. By means of the simulation the influence of the reinforcement can be studied and opt for an optimal stacking that meets the conditions of deflection for the appropriate category. The reverse engineering method (3D scanning) and FDM additive manufacturing were used to make a polycarbonate (PC) socket where the Flex-run carbon foot will be assembled, and its use in the patient will be checked.

Palabras clave | Key words

Simulación, estructural, elementos finitos, materiales compuestos, fibra de carbono, prótesis.

Simulation, structural, finite elements, composites, carbon fiber, prosthesis.

Introducción

El paciente es un varón de mediana edad con una amputación femoral larga debido a un accidente escalando hace 16 años.

Pesa 65 kg y tiene una altura de 1,70 m. Actualmente, él lleva una prótesis que consta de encaje Isny (encaje hiperbárico con termoplástico flexible interior y estructura de fibra de carbono con ventanas en el exterior), liner de silicona Iceross Seal-In X5-TF de Ossür, rodilla hidráulica 3R80 de Otto Bock y pie de fibra de carbono TRITON HD Otto Bock que se desea sustituir por un Flex Run de Ossür.

La simulación permite modelizar un sistema y realizar modificaciones sobre el mismo sin riesgo y con coste casi nulo. En el presente trabajo se quiere analizar el comportamiento mecánico de una prótesis de correr, basándose en el modelo Flex-run de Ossür (7-15km/h). El pie está formado por un apilado de láminas de fibra de carbono y resina epoxy; composite de CFRP (Carbon Fiber Reinforced Polymer) que se desconocen. El tipo de refuerzo, su configuración y orientación en la pieza, van a influir en las propiedades mecánicas finales del pie. Mediante la simulación se estudia la influencia del refuerzo y permitirá definir un apilado óptimo. Para poder realizar un buen análisis por MEF en un composite y poder sacar conclusiones adecuadas es necesario:

- definir correctamente el modelo de la pieza: esta etapa es crítica, ya que los resultados y conclusiones que se pueden extraer dependen de la correcta construcción de dicho modelo, el mallado.
- caracterizar el material: se determinan las propiedades del material mediante ensayos de tracción y de flexión, teniendo en cuenta la anisotropía del material (orientación de las fibras en el tejido de base).
- conocer el comportamiento en uso del pie para poder definir correctamente las cargas y restricciones de la misma (aunque siempre se opta por simplificar).

En la segunda etapa del trabajo se diseña un encaje de policarbonato (PC) mediante escaneado 3D/CAD que luego se fabrica por tecnología aditiva 3D tipo FDM (Fused Deposition Modelling). Para poder satisfacer las necesidades del paciente son clave: el diseño del encaje, el nivel de actividad del paciente y los parámetros de fabricación empleados en la impresión 3D.

En el artículo se explica la metodología empleada para el MEF, incidiendo en las particularidades de los materiales compuestos. Se estudian diferentes casos para obtener los resultados que facilita Ossür para el Flex Run. Asimismo, se explica el proceso seguido para el diseño y fabricación del encaje en policarbonato (PC), y el montaje y alineación del pie de Flex Run. Para el diseño del pie se utiliza el software industrial CAD (Computer Aided Design) SolidWorks. El MEF del pie se realiza con FEMAP NX NASTRAN. Además, se ha utilizado el software de malla poligonal MeshMixer en la limpieza y diseño del escaneado del muñón. Por último, el encaje ha sido fabricado en una impresora industrial de FDM Stratasys Fortus 450 mc en material policarbonato (PC).

Metodología

1. ¿Qué es el Método de Elementos Finitos (MEF)?

El MEF permite resolver casos que hasta hace poco tiempo eran

prácticamente imposibles de resolver por métodos matemáticos tradicionales. Esta circunstancia obligaba a realizar prototipos, ensayarlos e ir realizando mejoras de forma iterativa, lo que traía consigo un elevado coste tanto económico como en tiempo de desarrollo. El MEF permite realizar un modelo matemático de cálculo del sistema real, más fácil y económico de modificar que un prototipo. Sin embargo, no deja de ser un método aproximado de cálculo debido a las hipótesis básicas del método. Los prototipos, por lo tanto, siguen siendo necesarios, pero en menor número, ya que el primero puede acercarse bastante más al diseño óptimo.

Gracias a los avances informáticos actualmente se dispone de softwares más precisos que permiten realizar cálculos más precisos. Pero no hay que llevarse a engaño, el manejo correcto de este tipo de softwares exige un profundo conocimiento no solo del material con el que se trabaja, sino también de los principios del MEF.

2. Conceptos generales

La idea general MEF es la división de un sólido CAD en un conjunto de pequeños elementos interconectados por una serie de puntos llamados nodos (Figura 1). Las ecuaciones que rigen el comportamiento del sólido regirán también el del elemento. Este proceso es conocido como discretización del modelo.



Figura 1.- Modelo discreto con elementos y nodos.

De esta forma se consigue pasar de un sistema continuo (infinitos grados de libertad), a un sistema con un número de grados de libertad finito cuyo comportamiento se modela por un sistema de ecuaciones, lineales o no. En cualquier sistema a analizar podemos distinguir entre: dominio (espacio geométrico), condiciones de contorno (variables conocidas y que condicionan el cambio del sistema) e incógnitas (variables del sistema que deseamos conocer después de que las condiciones de contorno han actuado).

Sobre estos nodos se materializan las incógnitas fundamentales de la simulación. En el caso de elementos estructurales estas incógnitas son los desplazamientos nodales, ya que a partir de estos podemos calcular el resto de incógnitas que nos interesen: desplazamientos, tensiones, deformaciones...

A mayor número de elementos, mayor número de nodos y precisión del modelo, pero mayor tiempo de cálculo. En las zonas con cargas concentradas o donde se prevea concentración de tensiones se discretiza en un mayor número de elementos.

2.1. Delimitación del método

· **Estática versus dinámica.** Dentro del sistema continuo las simulaciones pueden ser subdivididas si sus efectos inerciales son considerados o no. En dinámica, la dependencia del

tiempo actual debe ser considerada explícitamente, porque el cálculo de fuerzas inerciales requiere tomar derivadas con respecto al tiempo actual. Los problemas en estática también pueden depender del tiempo actual pero ignoran o desprecian las fuerzas inerciales.

- **Lineal versus no lineal.** El análisis estático lineal involucra problemas estáticos en los cuales la respuesta es lineal en el sentido causa y efecto. Por ejemplo, si las fuerzas aplicadas se duplican, los desplazamientos y esfuerzos internos también se duplican. Los problemas que caen fuera de este dominio son clasificados como no lineales.
- **Tipos de elementos.** Existen diferentes tipos de elementos para discretizar el modelo: unidimensionales (1D), bidimensionales (2D) y tridimensionales (3D). Los nodos no tienen por qué estar solamente en los vértices. Puede haber en los lados y en el interior del elemento, implicando mayor complejidad en el estudio del elemento.
- **Tipo de propiedad del elemento.** Existen diferentes tipos de propiedades de elementos (los más empleados para la ortopedia técnica): lineales (1D), planos (2D), volumen (3D) y otros.
- **Tipo de material.** De la misma manera, existen diferentes tipos de materiales: isotrópicos (mismas propiedades en los diferentes ejes), ortotrópicos (mismas propiedades en dos ejes), anisotrópicos (diferentes propiedades en los tres ejes), hiperelásticos, fluidos y otros.
- **Condiciones de contorno.** Son las restricciones simplificadas que tiene el sistema discretizado en la realidad. Estas restricciones pueden ser fuerzas (T_x , T_y , T_z) o momentos (R_x , R_y , R_z) aplicados en diferentes nodos puntuales, en curva o superficie.

2.2. Proceso de simulación/modelización mediante elementos finitos (MEF)

Para llevar a cabo un cálculo mediante MEF el proceso se divide en:

- Preproceso: consiste en la partición de la geometría, generación de la malla (discretización), asignación de propiedades a los materiales y la definición de las condiciones de contorno. Se realizan operaciones de regularización de la malla con el fin de garantizar una mejor aproximación del cálculo.
- Cálculo: es el resultado del preproceso.
- Postproceso: el cálculo proporciona valores de cierto conjunto de funciones en los nodos de la malla que define la discretización, en el postproceso se calculan magnitudes derivadas de los valores obtenidos para los nodos (desplazamiento, deformación, tensión...), y en ocasiones se aplican operaciones de suavizado, interpolación e incluso determinación de errores de aproximación.

2.3. Aplicación del MEF al diseño del pie FLEX RUN

Pie FLEX RUN.

El FLEX RUN (Figura 2 y 3) es un pie para actividades deportivas recreativas y carreras en distancias largas (7-15 km/h) con una altura del pie 261 mm (con suela de Nike de 277 mm) y un tornillo central de M10. El peso máximo admisible del paciente son 130 kg con una devolución de energía del casi 100%. En este caso, se emplea un pie de nivel de impacto alto categoría 4 (60-68 kg). En el plano sagital el pie es montado con el punto de contacto con el suelo del módulo del pie a 25-40 mm, alineado con la línea de carga. En el plano coronal se dejan 5° de rotación

externa. El montaje del pie se realiza con una altura superior, aproximadamente 25-50 mm más alta que el lago seguro con el calzado para compensar la compresión vertical (alineación en estática como punto de comienzo). La alineación definitiva se logra durante la evaluación dinámica con una deflexión de 25-30 mm en el plano vertical y una vida útil de 2 millones de ciclos a fatiga. La capacidad física y la longitud del miembro residual influyen en la alineación. Los mejores resultados se obtendrán con la mejor simetría de marcha que pueda lograrse. La alineación óptima es crítica para reducir el gasto energético y eliminar una tensión excesiva sobre el músculo y los ligamentos durante la carrera. Es un dispositivo resistente al agua, es apto para su uso en ambientes mojados y/o húmedos y permite la inmersión temporal (>30 minutos) de hasta 1 m en agua dulce.



Figura 2 y 3.- Pie FLEX RUN de Ossür y diseño del pie en SolidWorks.

MEF. Tal y como se viene diciendo, en el proceso de MEF se realizan unas hipótesis básicas de simplificación de la realidad para poder obtener valores orientativos del comportamiento del sistema (desplazamiento, deformación y tensión).

Se desconoce la fabricación, número de capas y orientación de las fibras del pie, por lo que se plantean tres diferentes opciones de estudio empleando el software FEMAP NX NASTRAN. En los tres casos, en el preproceso se sigue el procedimiento que se describe a continuación (donde la diferencia se encuentra en el apilado y orientación de la fibra de carbono empleada en la fabricación del pie).

En primer lugar, se calcula la ubicación del "midsurface" (fibra neutra del pie) del diseño a estudiar. Se realiza una división de la geometría en el "midsurface" con el fin de discretizar con un tamaño óptimo de elementos/nodos el diseño. Para ello, se definen 7 zonas (empleando las herramientas básicas "pad", "point to edge", "edge to edge" y "trim with curve" - Figura 4), donde en las áreas redondeadas se utiliza un mallado "mapped" y en las zonas rectangulares un mallado "free". Para la verificación de la calidad del mallado se utiliza el método Jacobiano, método más restrictivo existente, donde la malla debe de estar por debajo de 0,6. De esta manera, se definen los puntos críticos en el mallado. En este mallado, se consigue una malla de buena calidad con un valor de 0.585, superando la restricción Jacobiana (Figura 5).

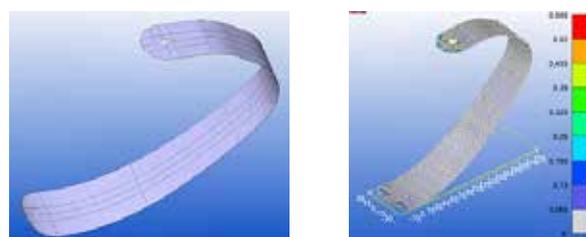


Figura 4 y 5.- Zonas de división de geometría del mallado. Mallado cumpliendo el método Jacobiano.

Posteriormente, se definen los elementos bidimensional (2D)/"plate elements" de propiedad tipo "laminar" para el "midsurface".

Los materiales empleados para la fabricación son materiales compuestos laminados/composites formados por láminas con fibras orientadas en diferentes direcciones (CFRP, plásticos reforzados de fibra de carbono) con unas muy buenas propiedades elásticas y de resistencia mecánica en relación con su bajo peso. Se ha realizado el estudio con dos tipos de materiales (no son las empleadas en el Flex Run): Prepreg Epoxy Carbon Fiber Unidireccional y Prepreg Epoxy Carbon Fiber Woven (Figura 6 y 7). Las propiedades necesarias para definir el material (tensiones, resistencia...) se han determinado mediante ensayos de tracción y ensayos de flexión en tres puntos, facilitados por el proveedor de material (Tabla 1 y 2). El pie se fabrica apilando diferentes capas de estos dos tipos de prepreg, y cambiando la orientación principal de las fibras.

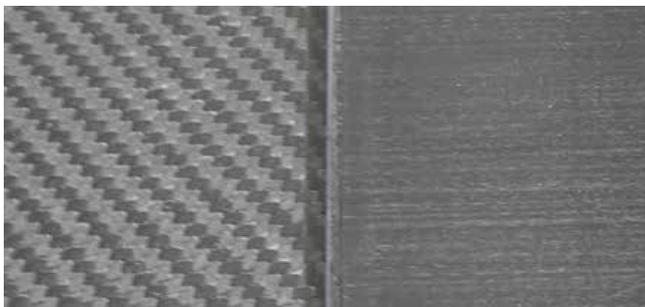


Figura 6 y 7.- Macrografía de prepreg Woven y UD.

Epoxy Carbon UD prepreg	value	unit
Density	1.49 E-09	Tn/mm ^{^3}
Young's modulus X direction	1.21E+5	MPa
Young's modulus Y direction	8600	MPa
Young's modulus Z direction	8600	MPa
Poisson's Ratio XY	0.27	
Poisson's Ratio YZ	0.4	
Poisson's Ratio XZ	0.27	
Shear Modulus XY	4700	MPa
Shear Modulus YZ	3100	MPa
Shear Modulus XZ	4700	MPa
Tensile stress limit X direction	2231	MPa
Tensile stress limit Y direction	29	MPa
Tensile stress limit Z direction	29	MPa
Compressive stress limit X direction	-1082	MPa
Compressive stress limit Y direction	-100	MPa
Compressive stress limit Z direction	-100	MPa
Shear stress limit XY	60	MPa
Shear stress limit YZ	32	MPa
Shear stress limit XZ	60	MPa

Tabla 1.- Epoxy Carbon UD prepreg

Epoxy Carbon Woven prepreg	value	unit
Density	1.42 E-09	Tn/mm ^{^3}
Young's modulus X direction	61340	MPa
Young's modulus Y direction	61340	MPa
Young's modulus Z direction	6900	MPa
Poisson's Ratio XY	0.04	
Poisson's Ratio YZ	0.3	
Poisson's Ratio XZ	0.3	
Shear Modulus XY	19500	MPa
Shear Modulus YZ	2700	MPa
Shear Modulus XZ	2700	MPa
Tensile stress limit X direction	805	MPa
Tensile stress limit Y direction	805	MPa
Tensile stress limit Z direction	50	MPa
Compressive stress limit X direction	-509	MPa
Compressive stress limit Y direction	-509	MPa
Compressive stress limit Z direction	-170	MPa
Shear stress limit XY	125	MPa
Shear stress limit YZ	65	MPa
Shear stress limit XZ	65	MPa

Tabla 2.- Epoxy Carbon Woven prepreg

Los distintos materiales de base se alimentan en FEMAP, donde se introducen sus constantes de rigidez y las tensiones admisibles. Al ser el material del refuerzo un tejido unidireccional o biaxial se considera como un material ortotrópico 2D.

El mallado del "midsurface" junto con el material y sus propiedades asignadas son trasladados a los elementos/nodos del sólido (teniendo en cuenta el espesor variable del pie de 12.59 a 5.1 mm) (Figura 8).

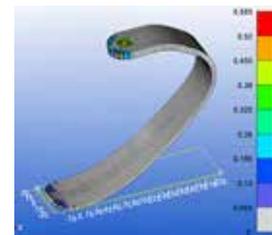


Figura 8.- Sólido discretizado con material y propiedades asignadas.

Las condiciones de contorno que se definen son una carga distribuida de 65 kg/650N (peso paciente) simplificando mediante un elemento rígido RBE3 en el área de contacto del pie con el suelo (6 cm distales del pie) y un elemento rígido RBE2 (unión tipo spider con nodo independiente en el interior y dependientes en el exterior) alrededor del tornillo de M10 con restricciones de fuerzas ($T_x=T_y=T_z=0$) y momentos ($R_x=R_y=R_z=0$) simulando un empotramiento (debido a que el pie está atornillado al adaptador del tubo de la prótesis) (Figura 9 y 10).

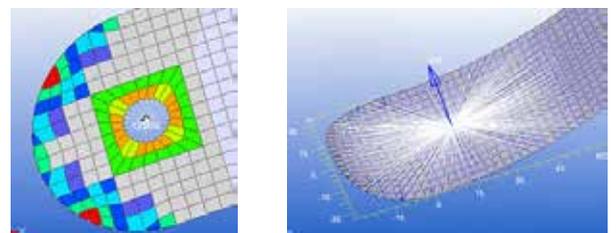


Figura 9 y 10.- Carga distribuida en área de contacto con el suelo mediante RBE3 y RBE2 (empotramiento) en el agujero del tornillo de M10.

Las posibilidades de jugar con diferentes materiales compuestos (tipos de fibras, orientación de fibras, espesores de capa, tipos de resinas...) son ilimitadas, y siendo la caracterización mediante ensayos mecánicos muy costosa y difícil, es necesario el uso de herramientas que ayuden a predecir el comportamiento estructural. El análisis "layup" con MEF permite realizar el diseño y optimización de la pieza, facilitando, abaratando y acortando los plazos en la etapa de diseño. Para modelar el apilado de láminas se definen el número de capas del apilado, el tipo de material (unidireccional y woven), el espesor y la orientación del refuerzo de cada lámina respecto al eje principal del pie (Figura 11). Esta combinación afectará a la rigidez, amortiguación (deflexión) y devolución de energía. Siguiendo las instrucciones de Ossür, se debe de obtener una deflexión de entre 25-30 mm. Para la validación del modelo laminado mediante materiales compuestos se sigue el criterio de fallo de Hoffman. Valores para dicho criterio entre 0-1, siendo 1 el valor máximo de fallo permitido.

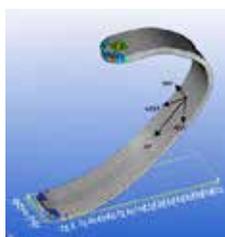
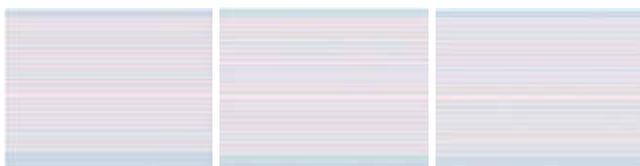


Figura 11.- Orientación de las fibras en los diferentes apilados del laminado.

En los diferentes casos estudiados las fibras de carbono unidireccionales se colocarán alineadas con el eje principal de la prótesis proporcionando rigidez y resistencia en la flexión, mientras que las del woven, se colocarán orientadas a +/-45° respecto al eje principal y proporcionarán una mayor resistencia a la torsión por su orientación.

Los apilados que se estudian son tres (se han definido 7 zonas en función del espesor del pie y según se reduce el espesor, se eliminan las capas de fibra de carbono de la parte superior):
Caso 1: apilado de capas de fibra de carbono (Figura 12) unidireccional a 0/90° (en color rojo) y woven a +/-45° de 0.2 mm intercaladas con extremos en woven (en color azul). Se reduce el espesor de 12 mm a 5 mm eliminando capas por la parte superior.
Caso 2: apilado de capas de fibra de carbono (Figura 13) unidireccional a 0/90° (en color rojo) y woven a +/-45° de 0.2 mm intercaladas con extremos en woven (en color azul). Se reduce el espesor de 11,8 mm a 4,8 mm eliminando capas por la parte superior.
Caso 3: apilado de capas de fibra de carbono (Figura 14) unidireccional a 0/90° (en color rojo) y woven a +/-45° de 0.2 mm intercaladas con extremos en woven (en color azul). Se reduce el espesor de 11,6 mm a 4,6 mm eliminando capas por la parte superior.



Figuras 12, 13 y 14.- Apilado de capas de la zona 1 (12mm, 11,8mm y 11,6mm respectivamente).

El encaje se diseña a partir del escaneado con Structure Sensor, realizando una reducción del contorno del muñón de 5 mm utilizando el software libre de malla poligonal Meshmixer y SolidWorks (Figura 15, 16 y 17).

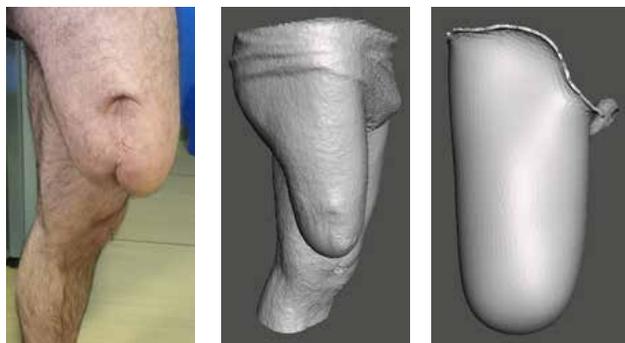


Figura 15, 16 y 17.- Escaneado amputación femoral y diseño de encaje.

La fabricación del encaje se realiza en policarbonato (PC), material de ingeniería familiar y duradero. Su alta resistencia a la tracción y flexión (Tabla 3) hace que sea ideal para exigentes necesidades de prototipado y uso final.

Propiedades mecánicas	Eje XZ	Eje ZX
Límite elástico	40MPa	30MPa
Resistencia máxima a la tracción	57MPa	42MPa
Módulo de tracción	1,944MPa	1,958MPa
Alargamiento a rotura	4,8%	2,5%
Alargamiento límite elástico	2,2%	2%
Tensión a flexión	89MPa	68MPa
Módulo a flexión	2,006MPa	1,800MPa
Flexión a rotura	No rompe	4%
Impacto IZOD,	73J/cm	28J/cm
Impacto IZOD,	877J/m	187J/m
Resistencia a compresión	69MPa	64MPa
Resistencia máxima a compresión	193MPa	65MPa
Módulo a compresión	7,564MPa	1,565MPa

Tabla 3.- Propiedades mecánicas facilitadas por Stratasys para PC

El encaje de PC tiene un espesor de 6 mm y se fabrica en una impresora industrial de alta gama (boquilla T16) tecnología FDM de Stratasys Fortus 450mc (Figura 18 y 19) con un espesor de capa de 0,254 mm. Los soportes de fabricación se realizan con material SR-100 (boquilla 12SR100) y son eliminados manualmente. Posteriormente, los bordes son lijados en fresadora manual.



Figura 18 y 19.- Encaje fabricado en FDM con soportes y encaje limpio.

Por último, se realiza el montaje y alineación de la prótesis (Figura 20 y 21). En este caso, se elimina la rodilla 3R80 de Otto Bock debido a que el pie FLEX RUN es 2 cm más alto que el adaptador de la rodilla del paciente y se sustituye el encaje convencional por el impreso en 3D. El montaje del pie se realiza con una altura superior, aproximadamente 30 mm más alta que el lago seguro con el calzado para compensar la compresión vertical (alineación en estática como punto de comienzo). Se emplean vendas de fibra de vidrio para asegurar la fijación del encaje y se colocan correas para la seguridad del paciente al correr. El paciente mantiene el liner inicial con sistema de vacío.



Figura 20 y 21. - Prótesis actual y prótesis de correr.

Resultados

A continuación, se muestran los resultados del cálculo realizados para los tres casos de estudio con 65 kg de peso del paciente. Para el planteamiento y validación del cálculo se ha utilizado la información facilitada por parte de Ossúr.

Se estudian el cálculo modal y el cálculo estático no lineal del pie para el paciente.

El objetivo del cálculo modal en la mecánica estructural es determinar las frecuencias naturales y modos de vibración de un objeto o estructura durante vibración libre. En este caso, se analizan los 10 primeros casos más críticos del modo de vibración libre de cada laminado analizado (primer caso flexión). Con el criterio de que las estructuras se consideran lo suficientemente rígidas a partir de los 33Hz. En el Caso 1 se obtiene una vibración de 71,75Hz, Caso 2 de 71,38Hz y Caso 3 de 71,05Hz. Por lo que no existe peligro alguno.

En el cálculo estático no lineal (explicado anteriormente) se obtienen los siguientes resultados (Tabla 4):

Estudios	Deflexión vertical	Criterio de fallo de material compuesto
Caso 1	25.81 mm	0.432
Caso 2	27.33 mm	0.492
Caso 3	28.93 mm	0.472

Tabla 4.- Resultados para 65 kg.

Se muestra un ejemplo del resultado en el caso 2 (Figura 22 y 23):

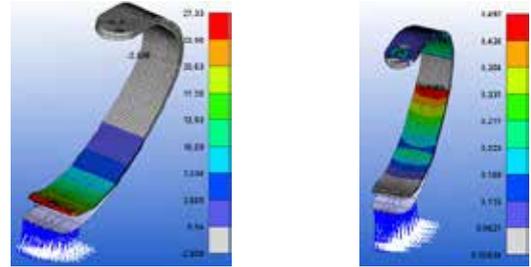


Figura 22 y 23.- Deflexión vertical de 27,33mm. Criterio de fallo de material compuesto 0,492.

Para la verificación de la categoría 4 (60-68 kg), se realizan los mismos cálculos para el peso máximo y mínimo admisibles de paciente en esta categoría (Tabla 5):

Estudios	Deflexión vertical 60kg	Criterio de fallo de material compuesto 60kg	Deflexión vertical 68kg	Criterio de fallo de material compuesto 68kg
Caso 1	23.61 mm	0.373	27.15 mm	0.469
Caso 2	24.99 mm	0.391	28.75 mm	0.492
Caso 3	26.44 mm	0.408	30.44 mm	0.514

Tabla 5.- Resultados para categoría 4 (60-68kg)

Se muestra un ejemplo del resultado en el caso 2 (Figura 24 y 25):

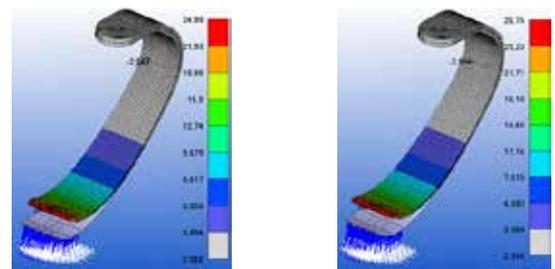


Figura 24 y 25.- 60 y 68kg, deflexión vertical de 24,99 y 28,75mm. Criterio de fallo de material compuesto 0,391 0,492 respectivamente.

Tras la prueba del paciente en dinámica, se observa que la duración de carga de la prótesis es mayor que en el lado contrario y que la prótesis es demasiado larga para la rigidez del pie, por lo que se realiza un ajuste en altura dejando una altura de tubo de 26 mm. El movimiento del pie en posición A-P influye en la flexión de la cadera, la longitud de la zancada y el movimiento del tronco (Figura 26).



Figura 26.- Pruebas de paciente corriendo.

Conclusiones

En este estudio se demuestra que el MEF es una herramienta muy útil que permite la validación de diseños y fabricaciones de productos ortopédicos, ya que se obtienen resultados de desplazamientos, deformaciones y tensiones en zonas críticas, así como resultados de correcciones en paciente.

Los tres casos de apilado de capas de fibras de carbono demuestran que las tres configuraciones corresponden a una deflexión de entre 25-30 mm para un paciente activo de 65 kg en estática no lineal. En la verificación para la categoría 4 (60-68 kg) se observa que el Caso 1 no cumple con la deflexión mínima de 25 mm, siendo su valor de 23,61 mm. En los otros dos casos, los valores de deflexión se encuentran muy cerca de los indicados por el fabricante (Caso 2: 24,99 mm respecto a 25 mm y Caso 3: 30,44 mm respecto a 30 mm).

No se realiza análisis dinámico, ni a fatiga debido a que no se tienen los datos del comportamiento del pie en dinámica, siendo aun así casi imposible simular todas las posibles situaciones dinámicas. No se pueden extrapolar los datos estáticos no lineales para la utilización dinámica. El factor de seguridad de rotura laminar es de 2/1 aproximadamente, por lo que se considera un pie seguro. Se concluye indicando que el pie Flex Run es adecuado para el paciente en cuestión.

Agradecimientos

Este estudio se desarrolla por una parte dentro del proyecto "Análisis de los parámetros de diseño, proceso y post-procesado que afectan en la impresión 3D mediante FDM". Subvencionado en la convocatoria de "Proyectos de Centro de Innovación y Emprendizaje" del Departamento de Educación, Política Lingüística y Cultura de la Viceconsejería de Formación Profesional, Dirección de Formación y Aprendizaje del Gobierno Vasco.

Y por otra parte, como proyecto de fin de grado de ingeniería en Mecánica UPV (Universidad del País Vasco), que se lleva a cabo dentro del área de especialización de Materiales compuestos de TKNKA.

Especial mención y agradecimiento a Rafa Ruiz de la Cuesta de Ossür Iberia, por su colaboración y ayuda incondicional a UGLE. Blas Molero de Iberisa S.L., por la formación y apoyo en MEF. Jon Artola, paciente voluntario, ya que sin su colaboración este estudio no sería posible.

Gorka Baqueriza, dinamizador de Fabricación Aditiva. TKNKA.

Bibliografía

Jaime Andrés Vélez Zea; Relación entre la longitud del miembro residual y la distribución de esfuerzos sobre el muñón para amputados transfemorales; Revista EIA, Junio 2017

(http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1794-12372015000100010)

SIEMENS; Femap 101 for Femap v11.3, Student Guide, Rev 2; January 2017.

George Laird, Ph.D., P.E.; Modeling Composites with Femap 10.1.1; Predictive Engineering, 2010

Molero Hidalgo, B.; Blog Femap basic videos; IBERISA (<https://iberisa.wordpress.com/>)

Molero Hidalgo, B.; Bibliografía sobre elementos finitos; IBERISA (<http://iberisa.com/libros.htm>)

Antonio Miravete; Materiales Compuestos, Tomos I y II; Ed. Reverté S.A., 2007

J.A. González Ganso, Análisis y optimización de componentes aeronáuticos realizados en materiales compuestos laminados CFRP mediante el método de los elementos finitos (MEF), Acústica, 2008

Stacey M. Rigney, Anne Simmons, and Lauren Kark; Concurrent Multibody and Finite Element Analysis of the Lower-Limb During Amputee Running; 37th Annual International Conference of the IEEE engineering in Medicine and Biology Society, Milan 2015

Stacey M. Rigney, Anne Simmons, Lauren Kark; Finite element analysis of a lower-limb running-specific prosthesis; ACAM 8 conference, Melbourne 2014.

Stacey M. Rigney, Anne Simmons, Lauren Kark; Mechanical efficiency of a running-specific energy storage and return prosthesis; ABC9 conference paper, 2014

Castillo Sebastián E.; Análisis de criterios de fallo para materiales compuestos; Trabajo fin de grado Universidad Politécnica de Valencia, Septiembre 2016



ORTESIS TÉCNICAS

Experiencia en ortopedia, rehabilitación y medicina deportiva

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

TEYDER[®]

EXPERTOS EN PRODUCTOS DE SALUD



AYUDAS TÉCNICAS

Una mayor independencia es posible

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



TEYDER[®]

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

AFIKIM
ELECTRIC VEHICLES



gmobility
Expertos en movilidad

Luggie



Fácil plegado



TUPRO



Gmobility, su distribuidor de ayudas técnicas - www.gmobility.net - Tlf. 947 298 065

C/ Merindad de Ubierna N° 4, Pol.Ind. Villalonquejar, 09001 BURGOS. Delegaciones en Barcelona y Estepona (Málaga).



TRAUMATOLOGÍA

REUMATOLOGÍA

REHABILITACIÓN

MEDICINA DEPORTIVA

ORTOPEDIA



ORLIMAN®

Avanzando por tu bienestar

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



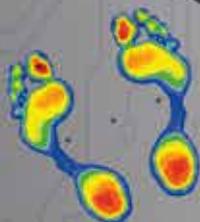
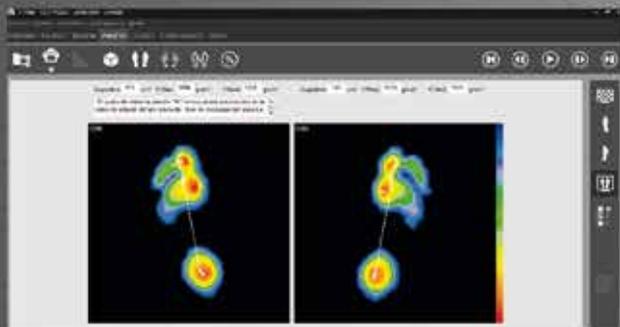
ISO 13485

ISO 9001

LA FUSIÓN PERFECTA

T-PLATE

ANÁLISIS ESTÁTICO,
DINÁMICO Y POSTUROLÓGICO



LIDER EN VENTAS



WINSHOE



Precio **competitivo**



4 Pares
de plantillas
tallas 35 a 46



Sensores
ultraresistentes



Medida en
tiempo real



Nuevo
interface
más intuitivo



8 sensores
por patilla

ANÁLISIS DE PRESIÓN DENTRO DEL CALZADO



Herbitas

www.herbitas.com

Alcalde José Ridaura, 27-29
Pol. Ind. El Moli
46134 Foios- Valencia (Spain)
Tlf. 96 362 79 00

Las limitaciones de los dispositivos estándar en sedestación y posicionamiento

Francesc Octavio Mata

Técnico ortopédico, Impronta Ortopedia, Madrid

Resumen | Abstract

La mayoría de dispositivos existentes en el mercado tales como sillas de posicionamiento y sistemas modulares, no consiguen ofrecer la totalidad de soluciones requeridas para tratar al paciente, e incluso en ocasiones generan posicionamientos perjudiciales o patógenos, que el técnico debe conocer.

Un conocimiento de las posibilidades ofrecidas en el mercado nos permite aconsejar y dirigir al paciente hacia las mejores opciones, sin olvidar que la mejor solución siempre va a ser la que ofrece el colectivo de técnicos ortopédicos, es decir, el trabajo a medida, por lo que reivindicamos desde este artículo a la ortopedia técnica de taller, la única que debería estar capacitada para realizar trabajos de posicionamiento.

The majority of devices on the market such as positioning chairs and modular systems, fail to offer all the solutions required to treat the patient, and even occasionally generate harmful or pathogenic positions, which the technician must know.

A knowledge of the possibilities offered in the market allows us to advise and direct the patient towards the best options, without forgetting that, the best solution will always be the one offered by the group of orthopedic technicians, that is, the work to measure, for which we claim from this article to the technical orthopedic workshop, the only one that should be able to perform positioning work.

Palabras clave | Key words

Sedestación, posicionamiento, reclinación, basculación, flexión, coronal, sagital, transverso, sistema, inhibición, corrección, estructurado.

Sitting, positioning, resting, tilting, flexion, coronal, sagittal, transverse, system, inhibition, correction, structured.

Introducción

El mercado de la movilidad accesible, o lo que es lo mismo, las ayudas a la movilidad, siempre se relacionan con la propulsión y la independencia o autonomía del usuario. En los últimos años, se ha reformulado el concepto de posicionamiento, el cual hace referencia al conjunto de intervenciones externas desde la ayuda técnica sobre el paciente, que buscan un efecto terapéutico, funcional o de otro tipo. En este artículo revisamos el posicionamiento que se aplica a pacientes con patología neurológica congénita, tipo parálisis cerebral o enfermedades diversas, así como adultos que tienen un proceso de alteración esquelética, en parte debida a su postura en la silla.

Los productos que ofrecen la mayoría de compañías fabricantes tienen limitaciones importantes a la hora de atacar determinadas alteraciones del sistema esquelético, lo que nos obliga a desarrollar soluciones a medida. A lo largo de nuestra experiencia, observamos que cada vez resulta más viable realizar un trabajo a medida, que uno estandarizado, y al mismo tiempo ahorramos costes en adaptaciones, valoraciones y logística. La evidencia clínica en tratamiento con la metodología de fabricación a medida, nos demuestra la inmensa mejora de resultados respecto a cualquier silla, dispositivo o producto estandarizado, lo cual aporta mejoras al paciente y revaloriza el papel del técnico ortopédico, el cual obtiene prestigio y reconocimiento por parte del colectivo clínico. Si a esto añadimos que algunas compañías realizan afirmaciones y recomendaciones de producto que no se corresponden con los resultados posteriores, estamos frente a una situación en la que el posicionamiento debe ser considerado como un trabajo puramente técnico.

A partir de nuestra experiencia podemos decir que el concepto posicionador debe variar en el enfoque de ciertos dispositivos estándar, debido a que consiguen estabilizar o sujetar, pero en pocos casos consiguen posicionar, aportando alineación, corrección e inhibición. El concepto activador no lo incorporamos porque ambos sistemas pueden conseguir, con un buen

enfoque o seguimiento, muy buenos resultados.

En el presente artículo hemos prestado especial atención al sistema de posicionamiento, no tanto al chasis, aunque en algunos casos como se verá son indisolubles. Pero queremos decir de entrada que consideramos imprescindible para posicionar el tener basculación, y en algunos casos, inclinación.

Metodología

La metodología usada para escribir el presente artículo ha sido experimental, fruto de la experiencia obtenida en el trabajo técnico de nuestro centro y nuestro equipo. Para ello nos hemos enfrentado al reto de posicionar pacientes que acudían a nuestra valoración, con diversos sistemas de sedestación, y hemos estudiado la forma de mejorar dicha postura. Los sistemas a medida utilizados han sido todos ellos realizados mediante dos métodos:

- Asientos y respaldos espumados, fresados sobre bloque de espuma de dureza media y alta, nunca hemos realizado nosotros la mezcla por ser contrarios a dicha técnica, ya que la calidad y sobretodo, la durabilidad de las características del asiento varían con el tiempo y pierden sus propiedades.
- Asientos pélvicos rígidos y semi rígidos, realizados en escayola o termoplástico, en pacientes con edades comprendidas dentro del periodo pediátrico e infantil.

Los dispositivos estándar que hemos analizado en el trabajo han sido los siguientes:

- Silla de posicionamiento Mygo de Otto Bock o similares.
- Sistemas de reparto de presiones Jay.
- Sillas de transporte tipo Kimba, Easy Jazz o Tom 5.
- Sillas paraguas plegables infantiles.
- Sillas de ruedas plegables autopropulsables.

Todas las opiniones recogidas en el presente trabajo son fruto de la experiencia personal del autor y de su equipo, y no se basan en trabajos científicos que las corroboren, siendo por tanto un análisis técnico y empírico basado en argumentación técnica y clínica.

Características de los sistemas estándar

Los sistemas estandarizados de "posicionamiento" que hemos observado en este periodo, y que hemos tratado de resolver han sido básicamente tres:

- Sistemas de posicionamiento tipo Mygo. Presenta buenas ventajas frente a diversos dispositivos (en esta familia podemos añadir sillas como la X Panda, Wombat y Sofie), como son el buen control de caderas en abducción, desde el segmento distal, llegando en la práctica hasta los



18° bilateral, y la capacidad de cierre de ángulo pélvico, hasta los -15°, en los casos en los que necesitemos una inhibición o una postura activadora. Otra buena solución que aportan es la capacidad de regulación en crecimiento, que es una ventaja comparativa frente a otras sillas, pero que no es un factor prioritario en posicionamiento.

En cuanto a negativo, echamos de menos más grados de flexión de cadera, que ni siquiera con las cuñas consiguen una buena solución (las cuñas solo aportan 5° adicionales, aunque pueden ser usados asimétricamente). Otro problema habitual con el que nos encontramos es la mala calidad de sus componentes (en el caso de la Mygo, se rompen o deforman, y curiosamente no coinciden con accesorios vendidos en otros países, como hemos podido comprobar. En el caso de la X Panda los accesorios son de primera calidad y muy resistentes). Mygo tiene una espuma de bajísima calidad que muchas veces hemos sustituido, y el forro textil es aceptable. La espalda tiene dos segmentos, que no consiguen un control completo debido al tamaño exagerado de la placa lumbar, la cual suele empujar la zona pélvica hacia delante y deja la zona dorsal sin contacto o crea una compensación cifótica posterior. Ninguno de los sistemas de control de pelvis de Otto Bock suele ser eficaz al cien por cien en el Mygo, por los puntos de sujeción de los mismos, y las placas de control lateral tienen un recorrido superior inferior muy corto bajo nuestro punto de vista. La placa de sujeción de los cabeceros suele fallar y es muy complejo arreglarla, por estar dentro de la estructura de plástico. Un elemento percibido como negativo por todas las familias es su peso elevado. La X Panda tiene la ventaja de tener mayor rango de tallas y mejor capacidad de materiales, tiene como negativo que es una sola superficie de espalda, no diferenciando zona lumbar de dorsal, siendo la Mygo única en este aspecto.

- Sillas de transporte pediátricas e infantiles. Hemos podido analizar tres marcas, muy parecidas desde el punto de vista biomecánico: Kimba de Otto Bock, Tom 5 de Reha Girona y Easy Jazz de Sunrise. Estas sillas están diseñadas para transporte y facilitación de accesibilidad, no para posicionar, tener al paciente horas en ellas y corregir posturas. Consideramos un error recetar estas sillas para dichos objetivos, para los cuales preferimos las anteriores, o la combinación de estas con algún dispositivo complementario. Estas sillas no tienen capacidad de rotación en caderas.

Las ventajas suelen ser parecidas aunque hay diferencias entre ellas en aspectos concretos. Suelen tener una ligereza y estética aceptables, todas ellas son plegables y crecen con la edad. Disponen de controles de tronco y de pelvis y son desmontables para su lavado. Las pegadas en posicionamiento obvias: poseen todas ellas "taco abductor" que consideramos inadecuado, ya que en ningún caso produce abducción, y además, su estructura





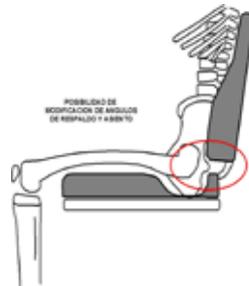
impide la postura abducida de caderas, por tanto pediríamos a las compañías un cambio de nombre de dicha pieza, consiguen control pélvico parcial, y lo más deficiente en estas sillas suele ser el control pélvico, ya que se produce casi siempre un efecto deslizador anterior de la

pelvis, con lo que no tiene sentido nada de lo que haya arriba por perder las referencias. La mayoría de pacientes con alteración de cadera, escoliosis presente o incipiente y/o báscula pélvica o hemi pélvica, no deberían usar estas sillas solas, por no tener la capacidad de posicionarlas. Sí que son eficientes, sin embargo, en pacientes hipertónicos moderados o leves, así como hipotónicos leves, para los que la reclinación negativa de hasta 20° de la Tom 5 puede ser una buena estrategia. Otra cosa positiva de la Tom 5 es que es la única de las tres que tiene dos "cuernos metálicos anteriores en el chasis y por la zona lateral del asiento que no limitan excesivamente la abducción real de las caderas, y si por ejemplo, necesitamos adaptar un asiento pélvico de escayola o termoplástico en ellas, simplemente cortándolos, podemos colocar el ángulo que queramos sin problemas. La verdad es que preferimos la suspensión trasera (lo siento por Tom 5) ya que creemos que absorbe mejor las irregularidades del terreno y protege el eje de carga pélvico que tenemos inmediatamente encima. En el caso de la Kimba tenemos problemas ocasionales con la huida de los brazos hacia los laterales, y el plegado a veces entra en conflicto con las aletas laterales que pretenden contener este problema. La Easy es una silla compacta, y desde la óptica del posicionamiento, suele ser bastante ancha, y basa los apoyos en las placas laterales y piezas de contacto, por lo que las pelvis suelen bascular dentro de ella bastante (en componentes hemi pélvicos). Conseguimos posicionamientos en pacientes que tienen control de tronco y cefálico, y que no presentan estructuración de secuelas osteo articulares, y para esos pacientes, nosotros las recomendamos por su practicidad.



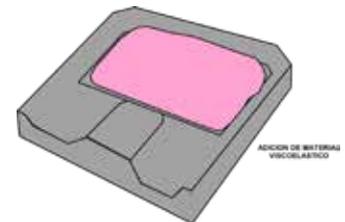
- Las sillas estándar o plegables tipo paraguas no merecen mayor atención en este artículo dado que no son para nada posicionadoras en ningún aspecto. Consideramos que ningún paciente con alteración neurológica debería ir sentado en una silla con el apoyo flexible, tipo loneta o similar, por alterar su patrón de apoyo y no garantizar la postura en ningún momento (depende de cómo se coloque, el asiento varía su forma) y además suelen ser las responsables de la retro alimentación de las contracciones involuntarias y su incremento.
- Sistemas modulares. Hemos podido observar distintas marcas, las cuales funcionan con diferentes materiales. Podemos hablar largo y tendido sobre estos sistemas, pero podríamos resumirlos diciendo que son sistemas pensados para disipar y

repartir presiones, no para posicionar segmentos esqueléticos, por tanto, ni el gel, ni el aire ni el visco elástico posicionan. Es más, cuanto más blando e inestable sea el material sobre el que nos apoyamos, menor capacidad tendré de construir un patrón neurológico estable, como es lógico, afectando al desarrollo propioceptivo y senso motor alterados. Hemos nombrado el sistema Jay porque es el que ha aplicado de forma más "indiscriminada" su aplicación con fines posicionadores a pacientes que realmente necesitan otra solución. No consideramos viable colocar una base con excavado isquiático y material disipador a un paciente que



no necesita tal disipación (gel) ni una base modular. Jay no tiene capacidad para posicionar asimétricamente las caderas más allá de unos pocos grados, ni tampoco puede seguir el contacto a posturas asimétricas escolióticas ni hemipélvicas estructuradas o no. En estos casos desaconsejamos encarecidamente su aplicación por no ser efectivos.

La capacidad de control de caderas en la abducción es insignificante en estos sistemas, por lo que tenemos una amplia población de pacientes colocados en estos productos en situación elevada de riesgo de luxación de cadera (la mayoría desarrollan Windsteep o ráfaga en el Jay, y además no está garantizado el anclaje pélvico posterior, con lo que la mayoría se deslizan hacia delante). Otro caso digno de estudio es el de los respaldos, con capacidad de rotar y bascular unos pocos grados, y que siguen el ángulo impuesto por las barras laterales de la silla o chasis, por lo que, si la silla no es reclinable, el efecto suele ser negativo para el paciente. Buenos sin embargo para lesión medular, por ser una solución interesante a la hora de disipar presiones, son cómodos de usar, muy versátiles y regulables



como hemos dicho para cambiar algunos grados su posición. En cuanto al aire no consideramos que sea un elemento estable, por ser altamente fluido, así que lo desaconsejamos en la mayoría de casos en los que exista una base de distonía, ataxia, atetosis o reacciones hipertónicas o mioclónicas involuntarias. Sí que consideramos muy útil el sistema de cuatro celdas, para posicionar parcialmente una pelvis paralítica como la del lesionado medular, ya que podemos trabajar de forma muy eficaz, el componente hemi pélvico dentro de la silla, al tiempo que disipamos presiones. En cuanto a los cojines o sistemas visco elásticos, desaconsejamos el uso de cojines completos de visco, para posicionar, recomendando mejor la combinación de base de poliuretano con visco superficial.



- Dispositivos a medida, entre los que diferenciamos dos tipos: los asientos pélvicos de escayola (Le Metayer o en carga) o de termoplástico (calergos), o los espumados. Bajo nuestra experiencia pasamos a diferenciar los pros y los contras de ambos. En cuanto a los asientos pélvicos, decir que lo más importante es la forma de toma de molde o del propio asiento. En este sentido somos contrarios a la técnica Le Metayer, ya que se toma con una posición en decúbito, lo que falsea totalmente la forma del paciente y cuando se incorpora el mismo, pasa a una retroversión bastante común, por no estar las referencias en el lugar adecuado. Defendemos la técnica de fabricación del asiento pélvico en carga, que nos ha dado resultados claramente mejores. Los asientos en termoplástico tienen la ventaja de ser

fabricados en base a un molde (o medidas) y en este caso defendemos el asiento a medida, hecho sobre molde. El problema suele venir en situaciones en las que el molde del calergo tiene demasiada base de cojín y el niño queda "suspendido" sobre el mismo, con lo que el peso no marca la base estable de apoyo y tenemos un asiento inestable. Son dispositivos que en muchos casos hemos observado que no controlan correctamente por fallos en su diseño o fabricación. Sobretodo el segmento del taco abductor que se incorpora a posteriori, y que no consigue abducir correctamente, permitiendo la ráfaga dentro del asiento.



En cuanto a las espumas, defendemos las espumas de dureza media o alta, con molde sobre calergo y fresado sobre bloque de espuma, que tiene que cumplir el requisito de que sea estable, es decir, la misma porosidad uniforme en toda su superficie, por tanto deseamos las espumas mezcladas en el taller manualmente por no tener garantías de estabilidad estructural suficientes y por deteriorarse demasiado pronto. Las desventajas frente a los dispositivos estándar son obvias, el crecimiento en los asientos pélvicos es imposible de compensar, mientras que en los espumados podemos trabajar el desarrollo del paciente si la base de espuma es de la suficiente calidad. Las modificaciones tampoco son muy grandes en el caso de los pélvicos de termoplástico y muy viables en las espumas, por lo que cada vez hemos ido derivándonos más a la espuma para cualquier solución. En principio, un asiento pélvico debería ser indicado para un paciente que necesita soluciones concretas en periodos de tiempo cortos o medianos, mientras que el espumado es una verdadera terapia a medio y a largo plazo, independientemente en ambos casos de la edad (para nosotros es incorrecta la diferenciación de asiento pélvico para niños pequeños y espumado para mayores), y tampoco aceptamos el principio de confort y contacto total con una espuma. Nuestra experiencia nos ha enseñado que podemos hacer asientos activos con espumas con grandes resultados.

Conclusiones

Los resultados en este trabajo técnico arrojan conclusiones en

varias direcciones:

- El mejor sistema para posicionar y realizar cambios morfológicos en la patología del paciente ha sido el asiento espumado, eficiente en casos con escoliosis, desviación pélvica, alteración del plano transversal raquídeo, y en alteraciones por movimientos involuntarios como discinesias, atetosis o reacciones espásticas.
- Los sistemas como Mygo y similares consiguen parcialmente la inhibición, pero quedan muy justos a la hora de posicionar la pelvis, ya que sus sistemas de angulación de caderas se quedan muy cortos (reclinación negativa) y la capacidad de control en columna vertebral es muy inexacta, con poca capacidad de regulación de los controles de espalda. Muy positivos son, sin embargo, los controles de cadera en el movimiento de abducción.
- Las sillas de transporte se quedan muy lejos de poder conseguir un óptimo resultado de posicionamiento asimétrico ni de cierre de ángulos, con un deficiente control de caderas, con "tacos abductores" que ni siquiera son tales, ya que solo consiguen posición neutra de caderas en el mejor de los casos y acostumbran a ejercer de objeto "antideslizante anterior" de la pelvis, resultado de un mal posicionamiento.
- Los sistemas Jay, que hemos visto por doquier y que en muchas ocasiones se han vendido como "posicionadores", no consiguen en casi la totalidad de los casos de parálisis cerebral y patologías neurológicas congénitas un buen resultado. Es más, tenemos muestras de pacientes que han empeorado con su uso y han aparecido nuevas deformidades; sí que se han observado eficaces en lesión medular, siempre que no se requiera de control escoliótico moderado o grave, casos para los cuales consideramos que no sirven.
- Las sillas plegables, sencillamente, no sirven para posicionamiento, pero hay que advertir que ningún fabricante las vende como tal.

Resultados

Existen diferentes soluciones para la sedestación, pero no así para el posicionamiento, que necesita soluciones más específicas. La mayoría de productos tienen limitaciones que deben ser observadas antes de aplicarlas, porque los efectos sobre el paciente pueden ser nocivos. Desde la óptica de la técnica ortopédica, consideramos que los dispositivos hechos a medida son más eficientes, eficaces y terapéuticos, así como económicos en términos de duración que los estandarizados, que siempre dejan flecos en la resolución de problemas posturales, exceptuando los casos en los que necesitemos tratar solo un aspecto concreto (como la capacidad de información sensorial que puede dar una postura determinada o el control de la espalda sin tener en cuenta la pelvis).

En resumen, en los casos en que necesitamos una solución multi vectorial, recomendamos soluciones a medida, y en los que tengamos problemas concretos podemos plantear soluciones estándar. Existe la posibilidad de combinar ambas como solución más eficiente.



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



J. GUZMAN
AJUDES TÈCNQUES I ORTOPÈDIA S.L.

Visite nuestra tienda online: www.ortopediaguzman.com

Sillas de ruedas
Taller propio
Vida diaria

Ayudas movilidad
Camas
Ortopedia Técnica

Material antiescaras
Grúas
Asientos y respaldos especiales

Rehabilitación
Material de baño
Alquiler



ASESORAMIENTO SOBRE:

- Ayudas Cat Salut (centro dispensador)
- Ayudas PUA
- Eliminación barreras arquitectónicas
- Adaptación del automóvil

Disponemos de un equipo profesional para asesorarle sobre las soluciones / ayudas más adecuadas para resolver sus problemas de movilidad o autonomía



Nuevo SmartDrive MX2+

Propulsión para sillas de ruedas con control remoto
¡Ya disponible en nuestra tienda!



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



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

METRO
L3
Estació:
Les Corts

Sortida:
c/ Joan Güell

Tel.: 93 411 15 96

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

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

Horario de atención al público

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

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

Trabajamos en beneficio de nuestros asociados

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

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



OBJETIVOS

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

SERVICIOS

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

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

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

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



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