

toi

Técnica Ortopédica Internacional

Época II - Año 2 - Núm 3/2015



FETOR
FEDERACIÓN ESPAÑOLA
DE TÉCNICOS ORTOPÉDICOS

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



Editorial

El tiempo nos está demostrando que desde FETOR estábamos en lo cierto cuando afrontamos el reto de iniciar una nueva etapa de la revista TOI. Técnica Ortopédica Internacional. Desde la Federación sentíamos, pensábamos, creíamos, notábamos... que el sector de la ortopedia recibiría de muy buen grado una publicación rigurosa y profesional, con contenidos escritos por profesionales y para profesionales. El tiempo, como decíamos, confirma el acierto de la iniciativa de FETOR.

En el primer artículo editorial de esta nueva etapa, exponíamos los argumentos que nos llevaban a editar de nuevo la revista TOI. Técnica Ortopédica Internacional. En el segundo, agradecíamos la excelente acogida dispensada por el sector a la publicación. En este tercero, solo podemos hacer que recalcar nuestra gratitud por el reconocimiento que todo el sector en general (empresas, profesionales, instituciones, entidades, etc.) ha mostrado hacia esta publicación.

La revista TOI. Técnica Ortopédica Internacional, hoy, se sigue fundamentando en la filosofía con la que nació, allá en 1988: convertirse en herramienta de consulta y publicación de referencia para el sector de la ortopedia, potenciando al mismo tiempo la formación como un valor básico del sector y de sus profesionales. Creemos que este es el camino correcto hacia la consolidación de una revista con vocación de servicio para el sector y esperamos que nos acompañéis en este trayecto.

Sumario

Intervención y tratamiento protésico de las amputaciones de miembro superior en pacientes pediátricos **5-8**

Estudio comparativo del tratamiento ortésico en las fracturas toracolumbosacras según la severidad del trauma **11-18**

Las ortesis dinámicas de pie y tobillo DAFO en niños con parálisis cerebral **20-23**

Impresión 3D: un mundo de nuevas posibilidades **25-30**

Uso de actuadores lineales eléctricos para combatir la rigidez muscular en personas con movilidad reducida **32-34**

Edita:

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

Director de la publicación

Santiago Maza

Comité científico y de redacción

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

Coordinación editorial

Miquel Carbonell

Publicidad

Dpto. propio de FETOR

Diseño y Maquetación

eMeGeA Comunicació i Fotografia Digital

Impresión

Dilogic, S.L.

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

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

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

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



ORLIMAN®

PROSTHESIS

UNA NUEVA ERA

Orliman presenta su nueva gama Orliman® Prosthesis con el objetivo de ofrecer una completa línea funcional, de calidad y con un alto componente en diseño.

- Titanio y aluminio que proporcionan prótesis más ligeras.
- Diseño único incorporando técnicas y materiales procedentes de la industria aeroespacial.
- Completa funcionalidad pensada ex proceso según las necesidades de los pacientes con diferentes niveles de actividad.



"Cómo conocer tus límites si no tratas de superarlos; Los límites los pones tú"

MARCOS GÓNZALEZ DE LA PEÑA
CAPITÁN DE LA SELECCIÓN ESPAÑOLA
DE FÚTBOL PARA AMPUTADOS

INSPIRED BY
AEROSPACE TECHNOLOGY

Intervención y tratamiento protésico de las amputaciones de miembro superior en pacientes pediátricos

David Llobera Rabella | Clara Gómez Puig | Jesús Arza Antón

*Director Técnico, Técnico Ortopédico | Técnica Ortopédica, Fisioterapeuta | Técnico Ortopédico
Centro Ortopédico Tecnológico*

Resumen | Abstract

En el ámbito pediátrico, las amputaciones de miembro superior más comunes suelen ser causadas por malformaciones congénitas, específicamente por agenesias transversales o producidas por bridas amnióticas. En ambos casos, el bebé nacerá con la amputación de una o varias extremidades.

La integración de una prótesis en pacientes que padecen una agenesia o una amputación adquirida durante la infancia, es sumamente importante para el futuro desarrollo motriz del niño y de la funcionalidad de la extremidad protetizada. [1-4].

Para ello, es necesario realizar dicha protetización al mismo tiempo que el niño se encuentra en la fase de mayor capacidad cognitiva para adquirir nuevas habilidades y en pleno desarrollo motriz, lo cual facilitará la integración del dispositivo ortopédico en su esquema corporal, traduciéndose en un uso espontáneo y funcional del mismo [5].

Esta intervención se realiza dentro de un equipo multidisciplinar compuesto por un traumatólogo especialista, el técnico ortopédico y fisioterapeutas, que trabajan conjuntamente para cubrir las necesidades del usuario en todas las etapas de su crecimiento. *In the pediatric setting, the most common upper limb amputations are usually caused by congenital malformations, specifically cross agenesis or amniotic flanges. In both cases, the baby will be born with the amputation of one or more limbs.*

The integration of a prosthesis in patients with agenesis or amputation occurred during childhood is extremely important for the future motor development of children and functionality of artificial limb. [1-4].

Therefore, it is necessary to perform said fitting while the child is in the phase of higher cognitive ability to acquire new skills and in the motor development, which will facilitate the integration of the brace on his body schema, resulting in spontaneous and functional use of artificial arm [5].

This procedure is performed by a multidisciplinary team of

orthopedic specialist, prosthetist and physiotherapists, which work together to meet the needs of the users at all stages of their growth.

Palabras clave | Key words

Amputación, malformación congénita, agenesia transversal, prótesis cosmética, prótesis mioeléctrica.

Amputation, congenital malformation, cross agenesis, cosmetic prostheses, myoelectric prosthesis.

Introducción

Las causas más comunes de las amputaciones pediátricas son de origen congénito, el 75% de los casos proceden de etiología desconocida. Son poco frecuentes, y se producen en mayor porcentaje en el sexo masculino que en el femenino, a razón de 1,4 a 2,2 hombres por cada mujer con mayor predominancia de una sola extremidad [6].

Del total de la población que padece algún tipo de amputación, el 14% pertenece a la extremidad superior y de este porcentaje sólo un 10% padece una amputación bilateral [7,8].

Se han descrito tres posibles orígenes de las amputaciones congénitas, entre ellas, los agentes teratógenos como medicamentos, aminopterinas, exposición a radioterapia (irradiación de rayos X), o por infecciones víricas como el sarampión o rubeola, durante la cuarta y séptima semana de gestación, pueden provocar una agenesia transversal de la extremidad. Otra de las malformaciones congénitas conocida, que origina la falta de formación de la extremidad, es por causa genética hereditaria o producida por una mutación.

Otro de los agentes conocidos que puede provocar una amputación congénita son las bandas de bridas amnióticas, que se pueden formar dentro del saco amniótico durante los 9 meses de gestación. El líquido amniótico puede formar estas bandas,

que en algunos casos se enlazan alrededor de la extremidad del bebé en cualquier momento del desarrollo intrauterino, provocando una isquemia o la amputación de la extremidad [9].

Las amputaciones adquiridas son aquellas que se producen después del nacimiento del bebé. Pueden ser de origen traumático o amputaciones quirúrgicas por motivo patológico, como la sepsis meningocócica, oncológicas u otras. Cabe destacar que este tipo de amputaciones pueden tener complicaciones añadidas, como el conocido síndrome del miembro fantasma.

Metodología

Del total del trabajo que se realiza en el Centro, el 72 % pertenece al miembro superior, del cual el 70% de las prótesis corresponden a dispositivos mioeléctricos, un 12% son biónicas y el 18% restante pertenece a las prótesis cosméticas.

El índice de abandono de nuestros pacientes protetizados de extremidad superior es del 6%, resultado que consideramos satisfactorio, ya que los estudios que se realizan sobre esta población hablan de un índice de rechazo del 39-50% y los usuarios que se considera que mantienen una correcta adherencia al tratamiento, la utilizan de manera esporádica [6,10,11,12].

Uno de los factores claves para la integración de la prótesis por parte del paciente es un inicio precoz del tratamiento (dentro de los 10 días y no más allá de los 30 días post intervención quirúrgica en pacientes con amputaciones adquiridas, y entre uno y dos meses en pacientes congénitos) [6,10,11,13].

Paralelamente al inicio temprano de la protetización, se propone un tratamiento multidisciplinar, que siga la evolución del paciente de cerca, permitiendo solventar, en poco tiempo, los problemas que puedan surgir, sobre todo en las primeras etapas del tratamiento.

La prescripción de una prótesis es totalmente individualizada y personalizada a las necesidades del paciente, dependerá de varios factores como el nivel de amputación, edad del paciente, actividades de la vida diaria, y demás factores que aporte el paciente. Gracias a las nuevas tecnologías y al avance en la investigación de nuevos materiales, el campo de la protésica ha evolucionado mucho en los últimos años, ofreciendo mayor variedad de modelos protésicos que mejoran la funcionalidad y generan nuevas expectativas al paciente.

Si se ha realizado un diagnóstico prenatal de una amputación congénita, los profesionales se reunirán con la familia antes del nacimiento, para proporcionarles toda la información necesaria sobre la malformación y su tratamiento [3].

Entre el primer y segundo mes del nacimiento, se realiza una prótesis cosmética, que cumple una función estética y funcional, permite desarrollar actividades que requieran de prensión

con las dos manos, gatear e incluso a ponerse de pie. Es necesario la colocación de la prótesis al bebé antes de los tres meses de edad, momento en que se adquiere la capacidad de bimanualidad y el niño ya debe haber pasado el periodo de adaptación a la prótesis.

La prótesis cosmética que fabricamos en la actualidad se realiza en silicona, a medida del paciente. Existen dos tipos de encajes: en función del nivel de amputación y la edad del usuario se podrá realizar un encaje infracóndileo de silicona totalmente integrado en la prótesis (encaje y resto de la prótesis forman un solo elemento), o un encaje supracóndileo, que se puede realizar en silicona o termoplástico, que irá unido a una estructura laminada con resina y la mano en silicona se construirá sobre dicha estructura.

A partir de los 15-20 meses de edad, se adapta una prótesis mioeléctrica (con capacidad de pinza, apertura y cierre de la mano protésica a voluntad del paciente). Recalcamos la importancia del momento de la protetización con dispositivo mioeléctrica antes de los 3 años, ya que a partir de esta edad todo el control básico de la mano queda establecido en el córtex cerebral) [9].

Este tipo de prótesis funcional acompañará al paciente el resto de su vida. Se irán sustituyendo los terminales por otros con capacidad de realizar más movimientos a medida que el usuario vaya creciendo. Al llegar a la pre-adolescencia, se podrá introducir el movimiento de pronosupinación, esto suele ser a los 10-12 años de edad. A partir de la adolescencia, el paciente tendrá la posibilidad de seguir utilizando una prótesis mioeléctrica o sustituirla por una prótesis tipo biónica. Esta última se diferencia de la prótesis mioeléctrica por la capacidad de flexo-extensión de la muñeca (dependiendo el modelo), movimiento independiente entre los dedos y mayor estética del terminal.

Otro tipo de prótesis que se utilizan en ocasiones son las específicas para actividades concretas. Se caracterizan por tener un terminal con una forma determinada para facilitar la ejecución de una actividad o deporte concreto, como nadar, montar en bicicleta, jugar al golf e incluso tocar algún instrumento musical, entre otras muchas actividades.

Los encajes que realizamos para las prótesis funcionales, son muy diversos, en función del nivel de amputación, los fabricaremos con silicona o materiales rígidos como termoplásticos o fibras de poco peso para obtener una sujeción con la mayor funcionalidad posible.



Queremos destacar dos variantes que realizamos en casos como la desarticulación de muñeca o mano carpiana. La extremidad afectada conserva el movimiento de pronosupinación, con lo que nos va a interesar dejar el codo libre para conservar todo el recorrido articular mediante un encaje infracóndileo, de contacto total, fabricado en silicona a medida del paciente. El mecanismo



de sujeción se realizará mediante el vacío que se produce al introducir la extremidad dentro del encaje debido al aumento del perímetro que tiene la extremidad residual en su zona distal. Otra de las variantes que David Llobera ha desarrollado, y que otros profesionales han descrito como encaje supracóndileo Llobera (COT), es una modificación del encaje Münster. Nuestro centro lo aplica en aquellos pacientes con amputaciones mediales o proximales y se fabrica, normalmente, en termoplástico o fibras. Se caracteriza por tener mayores escotaduras, su sujeción se



limita a los cóndilos, y deja libre el olecranon, respetando las inserciones distales de los músculos braquial anterior, bíceps y tríceps, que permitirán la flexo-extensión, dando un brazo de palanca útil.

Por el contrario, el encaje Münster recoge cóndilos y olecranon, haciendo presión en estas zonas, sirviendo de anclajes.



El inconveniente de este modelo y sobre todo en pacientes pediátricos es la deformidad que produce el tipo de sujeción, en especial sobre la zona del olecranon, ya que se produce una atrofia de la musculatura en este nivel y limita el movimiento de extensión.

Problemas de la protetización

La protetización del miembro superior puede desencadenar en alteraciones de la extremidad y el tronco como la atrofia muscular, problemas articulares y desalineaciones en la columna vertebral. Si hablamos de amputaciones traumáticas, a estos problemas debemos añadir otras alteraciones propias de una lesión adquirida, y que en muchas ocasiones, ha tenido que ser intervenida quirúrgicamente como, hiperestesia dolorosa, hipertrofia de las cicatrices, algodistrofias, o fragilidad de la zona injertada si ha precisado, así como el estado músculoarticular relacionado con la extremidad protetizada.

Por último, mencionar que el nivel de amputación es un factor muy determinante a la hora de facilitar o dificultar el proceso de protetización y su adaptación, ya que las amputaciones a tercios más proximales, aspectos tales como el brazo de palanca, el número de articulaciones y peso de la prótesis, dificultarán su funcionalidad y por lo tanto la integración del dispositivo protésico, por parte del paciente.

Por ello, cabe destacar de nuevo la importancia del equipo multidisciplinar y gracias a la aportación de otros profesionales, se podrán solventar muchos de los problemas que se nos presentarán a lo largo del tratamiento. Asimismo, el grado de experiencia profesional del técnico ortoprotésico será clave durante todo el proceso, ya que será el primero en detectar posibles disfunciones que se producen durante la protetización y deberá ser capaz de poderlas resolver o redirigir a sus compañeros.

Conclusiones

La efectividad del tratamiento ortopédico en los niños con amputaciones del miembro superior depende de varios factores que exponemos a continuación, pero el más importante y fundamental es el inicio precoz de dicha protetización.

El objetivo de adaptar una prótesis cosmética a los tres meses de vida es favorecer el desarrollo psicomotor, proporcionando la misma longitud entre ambas extremidades superiores, lo que facilitará el gateo, la bimanualidad y asumir la bipedestación. En este momento, la adaptación de una prótesis cosmética aporta grandes beneficios al desarrollo de sus habilidades motrices, ya que, debido a la ausencia de extremidad, es probable que desarrolle dificultades funcionales, [3,121,122].

El uso continuado de la prótesis a esta edad está relacionado con la adherencia al tratamiento, ya que la nueva extremidad es integrada en el esquema corporal del niño [122].

La precocidad de la protetización con dispositivo mioeléctrico es trascendental. Se ha demostrado que la adaptación de una prótesis a partir de los 3 años de edad, favorece el rechazo de la misma, ya que a partir de esta edad, el niño ya ha desarrollado técnicas compensatorias que suplen la falta de longitud de la extremidad amputada y favorecen una función bimanual pobre o nula [122].

Se ha observado que después de una amputación, hay una activación del área cortical de la zona que representa la mano amputada, que se activa durante los movimientos de la extremidad, sobretodo, en aquellos individuos con amputaciones congénitas unilaterales hecho que favorece la integración del dispositivo mioeléctrico al esquema corporal del niño, facilitando la realización de las actividades de manera espontánea [5].

Todo ello desarrollado bajo el marco de un equipo multidisciplinar que trabaje conjuntamente bajo unos mismos protocolos y la toma de decisiones conjuntas, siguiendo unos controles sucesivos y adaptaciones progresivas de la prótesis al usuario, en función de su edad y actividad diaria.

Bibliografía

- [1] Burger H, Brezovar D, Vidmar G. A comparison of the University of New Brunswick Test of Prosthetic Function and the Assessment of Capacity for Myoelectric Control. *Eur J Phys Rehabil Med* 2014 Aug;50(4):433-438.
- [2] Hillan J, Graham LE. Compliance to service standards for congenital upper limb deficiency: the Northern Ireland experience. *Prosthet Orthot Int* 2012 Mar;36(1):39-44.
- [3] Huizing K, Reinders-Messelink H, Maathuis C, Hadders-Algra M, van der Sluis CK. Age at first prosthetic fitting and later functional outcome in children and young adults with unilateral congenital below-elbow deficiency: a cross-sectional study. *Prosthet Orthot Int* 2010 Jun;34(2):166-174.
- [4] Korkmaz M, Erbahceci F, Ulger O, Topuz S. Evaluation of functionality in acquired and congenital upper extremity child amputees. *Acta Orthop Traumatol Turc* 2012;46(4):262-268.
- [5] Hahamy A, Sotiropoulos SN, Henderson Slater D, Malach R, Johansen-Berg H, Makin TR. Normalisation of brain connectivity through compensatory behaviour, despite congenital hand absence. *Elife* 2015 Jan 6;4:10.7554/eLife.04605.
- [6] Bender L. *Protheses and rehabilitation after arm amputation*. Springfield : Charles Thomas Publisher. 1974
- [7] Celikoz b, Sengezer M, Seimanpakoglu N. Four limb amputation due to electrical burn caused by TV Antena. *Burns* 1997; 23 : 81-84
- [8] Paquin JM, André JM, Herment JP, Martinet N, Xenard J. Le bras UTAH : première expérience de 4 amputés bilatéraux appareillés. *Actualités en médecine de rééducation*, vol 16. Paris: Masson, 1989 : 98-105
- [9] Cabrera MG, Llobera DR. Amputación. Amputación de miembro superior en niños, revista de Otto Bock Ibérica S.A. Edición nr.3/ 2006 Jun
- [10] André JM, Paquin, Martinet N. Appareillage et rééducation des amputés du membre supérieur. *Encycl Med Chir (Elsevier, Paris), Kinésithérapie*, 26-269-A-10, 1990: 1-18
- [11] Bender L. Upper extremity prosthetics. In: *Hand book of physical medicine and rehabilitation* (4 th ed). KothteLehmann, 1990
- [12] Wright TW, Hagen AD, Wood MB. Prosthetic usage in major upper extremity amputations. *J Hand Surg (Am)* 1995; 20: 619-622
- [13] Malone JM, Fleming LL, Robertson J, Whitesider TE Jr, LealJM, Poole JU et al. Immediate, early, and late postsurgical management of upper-limb amputation. *J Rehabil Mes Dev* 1984; 21 : 33-41



Continuando con las directrices del grupo WinnCare al que pertenecemos desde el año 2005, Virmedic pasará a tomar el nombre de WinnCare durante el año 2015.

El grupo **WINNCARE** es líder en el mercado europeo de equipamiento médico, con un equipo humano que se involucra con determinación a la hora de crear las mejores condiciones de vida, tanto para las personas que precisan mantenimiento en sus domicilios como en el ámbito de las colectividades.

Nuestra ambición es contribuir, con nuestros productos y servicios, a mejorar la calidad de vida de las personas.

Nuestro éxito está basado en la confianza de miles de profesionales de diferentes ámbitos sanitarios y a nuestra estrecha colaboración con el objeto de proporcionar una respuesta eficaz a sus necesidades. Con exigencia y disponibilidad, nos entregamos cada día a las personas que necesitan servicios de calidad vinculados a nuestros productos.



Nuestros valores son:

- **ESCUCHAR:** Compromiso de atención y resolución inmediata a las necesidades de nuestros clientes. Plena cobertura del mercado gracias a una amplia red de profesionales en la prestación de servicios, y a un sólido equipo comercial.
- **INNOVAR:** Colaboramos con especialistas en el campo médico de todo el mundo para diseñar productos adaptados a las necesidades de los pacientes y profesionales del sector sanitario.
- **EXIGENCIA:** Nuestras empresas están certificadas según las normas más exigentes del mercado y comprometidas hacia un enfoque de desarrollo sostenible.

Nuestra misión:

Contribuimos en la adecuación de los espacios dedicados al cuidado de la salud.

Nuestros equipos identifican las necesidades de los pacientes, residentes y personas dependientes y/o con capacidad limitada.

Acordes a las normativas vigentes: diseñamos, desarrollamos y fabricamos productos y servicios adaptados a ellos. Controlamos la calidad de los productos y los servicios. Comercializamos nuestros productos gracias a una red de profesionales en la prestación de servicios.

Con el objetivo de unificar criterios en todos los canales de actuación y con el fin de dar respuesta a los retos que se nos presentan en diferentes ámbitos sociales y sanitarios, **VIRMEDIC**, especializada en la fabricación de ayudas técnicas y de productos de seguridad para el entorno de las personas mayores y/o discapacitadas y/o enfermas, **se denominará a partir de ahora WINNCARE.**

CALZAMEDI CM

CALZADO TERAPEUTICO

niño • **señora** • *caballero* • diabético
confort • **calzado a medida**



www.calzamedi.com

POL. IND. "EL RUBIAL", C8 - Nº11 - 03400 VILLENA (ALICANTE) SPAIN
info@calzamedi.com - calzadoamedida@calzamedi.com - (+34) 96 581 79 60

Estudio comparativo del tratamiento ortésico en las fracturas toracolumbo-sacras según la severidad del trauma

Patricio Manzone | Julio Stefanizzi | Eduardo Mariño Ávalos | Javier Quiroz | Alejandro Laluf
Hospital Dr. Avelino Castelán, Resistencia, Argentina

Resumen | Abstract

Introducción: En el presente trabajo se evalúan los resultados del tratamiento ortopédico seleccionando el tipo de ortesis según la energía del traumatismo toracolumbosacro estable.

Materiales y métodos: Se incluyeron pacientes sin litigios tratados con TLSO a medida o con ortesis prefabricadas, con seguimiento mínimo de 2 años. Observadores independientes evaluaron los parámetros geométricos en radiografías iniciales y finales, y los parámetros funcionales. Se subdividieron las fracturas (AO y Denis) en alta (grupo A) y baja energía (grupo B), según su energía cinética y se utilizó un grupo de control comparativo. Se incluyeron 44 fracturas correspondientes a 41 pacientes: 25 en el grupo A y 19 en el B, con una edad promedio de 46 años (rango 12 a 83). El seguimiento promedio fue de 4,5 años (rango 2,2 a 15,5). Los tipos predominantes fueron: tipo A (AO) o por compresión y por estallido (Denis).

Resultados: No se observaron diferencias significativas entre las mediciones iniciales y finales, salvo en la cifosis vertebral inicial. Siempre hubo diferencias significativas al comparar los parámetros geométricos entre el grupo de control y los grupos A y B, y entre el grupo de control y cada subtipo subdivididos en alta o baja energía. Los puntajes funcionales finales fueron siempre buenos, con variaciones significativas entre los grupos A y B.

Conclusiones: Se obtuvo un resultado funcional bueno en las lesiones estables seleccionando la ortesis según la energía cinética del traumatismo. Los resultados parecen mejores en los de alta energía con ortesis a medida. Ningún tratamiento normalizó los parámetros radiológicos.

Background: To determine whether the severity of stable thoraco-lumbosacral trauma is useful to decide on brace type in orthopedic treatment.

Methods: Retrospective study (16 years). Inclusion criteria: 1) Minimum follow-up: 2 years. 2) Complete plain radiological studies. 3) No Litigation. 4) TLSO custommade treatment for high kinetic energy trauma and prefabricated orthoses for low energy

lesions. 5) Treatment performed or supervised by the senior author. Evaluation by independent observers of Geometric Parameters (sagittal Cobb, vertebral kyphosis, anterior vertebral collapse) initially and at follow-up, and Functional Parameters (SRS pain scale, Oswestry Index, Return to Previous Activity). Subdivision of different fracture types (AO and Denis classifications) in High (Group A) and Low Energy (Group B) according to the amount of kinetic energy. Comparison with a control group. Statistical analysis: Chi square and Student t-test.

41 patients were studied (44 fractures, 23 females/18 males), 25 fractures were Group A and 19 Group B. Average age: 46 years (12-83). Average follow-up: 4.5 years (2.2-15.5). Predominant site: T11 - L2; predominant types: A (AO), or compression and burst (Denis).

Results: There were no significant differences between the initial and follow-up measurements. The only significant difference between groups was found in the initial vertebral kyphosis. However, differences always existed when comparing the geometric parameters between the control group and groups A and B, and between the control group and each type of fracture (AO / Denis) subdivided into high and low energy. The final functional parameters' scores were always good, with significant variations between groups A and B.

Conclusions: 1) A satisfactory functional result in stable thoraco-lumbosacral injuries is possible by selecting the type of brace according to the kinetic energy involved. 2) Results appear to be better in High Energy Trauma treated with custom-made orthoses. 3) However, the orthotic treatment according to trauma energy does not change the sagittal radiographic parameters.

Palabras clave | Key words

Fracturas toracolumbosacras; Alta energía; Baja energía; Ortesis. Thoraco-lumbosacral fractures; High energy; Low energy; Orthosis.

Introducción

El tratamiento de las fracturas evolucionó hacia una modalidad más quirúrgica en los últimos cincuenta años, a despecho de las buenas posibilidades de curación biológica con los métodos conservadores.⁵³ Las fracturas toracolumbares no escaparon a esta tendencia, incrementándose en gran medida el número de las que se operan. Sin embargo, y aunque todavía persiste cierta controversia,^{12,62,73} el tratamiento incruento fue el método de referencia durante muchos años y se lo indica actualmente en las lesiones menores y en aquellas mayores consideradas estables, sin potencial para deformidad progresiva o lesión nerviosa,⁶¹ en las que suele aceptarse el tratamiento con ortesis.³⁹ En el traumatismo del raquis -como en el caso de otros traumatismos- el tipo y la magnitud de la lesión están determinados por la cantidad de movimiento y la energía cinética asociadas con el impacto, las características de los tejidos subyacentes y el ángulo de sollicitación mecánica aplicado.^{26,49,51,63} Por ende, un mismo patrón de lesión anatomorradiológica de acuerdo con las clasificaciones puede ser diferente según el trauma sea de alta energía cinética o de baja energía, puesto que las lesiones asociadas pueden ser diferentes, y la cantidad de energía y las fuerzas deformantes que se transmitieron al raquis, también. No sería lógico usar el mismo tipo de ortesis en ambos casos, aun si radiológicamente ambas lesiones quedan comprendidas en el mismo grupo de una clasificación. Aquellas de más alta energía requerirían, en teoría, ortesis que logran una mayor contención y, eventualmente, corrección; a diferencia de las de baja energía, cuyos requerimientos en tal sentido serían menores. Así, las TLSO (thoracolumbosacral orthosis), hechas a partir de moldes personalizados tomados en mesas de columna (que son las que exhiben mejor control de las fuerzas deformantes y mayor contención e inmovilización global³⁴) deberían, al menos hipotéticamente, usarse en los traumatismos más graves (de alta energía), mientras que aquellas prefabricadas, con menores ventajas biomecánicas teóricas,⁷ deberían reservarse para los menos graves (de baja energía).

El objetivo del presente trabajo fue evaluar los resultados del tratamiento ortopédico seleccionando el tipo de ortesis según la energía del traumatismo toracolumbosacro estable, analizando si se logran o no resultados satisfactorios a mediano plazo con dos esquemas terapéuticos distintos.

Materiales y métodos

Se trata de un estudio retrospectivo, con revisión de historias clínicas y estudios por imágenes de pacientes con fracturas toracolumbosacras tratadas de manera incruenta desde diciembre de 1990 hasta diciembre de 2006 (16 años).

Los criterios de inclusión fueron: 1) dos años de seguimiento mínimo, 2) radiografías simples de frente y perfil iniciales y al final del seguimiento, 3) ausencia de litigio laboral,^{61,68} 4) tratamiento con TLSO a medida para traumatismos de alta energía cinética y con ortesis prefabricadas para los de baja energía y 5) tratamiento efectuado o supervisado por el autor principal. La serie se dividió en dos subgrupos según el trauma fuera de

alta energía cinética (grupo A) o de baja energía cinética (grupo B).²⁶ Se utilizó el factor etiológico como criterio de división: los accidentes que involucraron vehículos que colisionaron a una velocidad superior a 47,4 km/h, los impactos directos con elementos de alta masa, los traumatismos en deportes con alta velocidad y las caídas de altura significativa (> 6 m)⁸ se incluyeron en el grupo de alta energía;^{8,60} mientras que en el de baja energía se incluyeron las caídas de menos de 2 m de altura y los traumatismos directos por elementos de baja masa.²⁶

El tratamiento incluyó siempre reposo breve en cama seguido de una ortesis rígida, la cual varió según las características de las fracturas: para las de alta energía fue una TLSO termoplástica confeccionada a medida (cuyo molde se tomó en el momento de la confección del corsé de yeso temporal^{1,10} utilizado hasta la provisión del definitivo), mientras que para las de baja energía fue una ortesis en hiperextensión prefabricada. La ambulación bajo protección se autorizó a la provisión de la ortesis en ambos casos.^{1,18,21,58,61}

Se utilizaron, para el análisis inicial, el puntaje de White y Panjabi,⁵⁰ el índice de Farcy,²⁰ el Thoracolumbar Injury Severity Score (TLISS)³⁵ y las clasificaciones de Denis^{15,16} y de la AO.³⁸ Para las lesiones sacras se utilizaron las clasificaciones de Denis¹⁷ y de Schmidek.⁵⁶ Se utilizaron las mediciones iniciales sagitales más aceptadas y de escasa variabilidad intraobservador e interobservador:^{2,19,27,33} el ángulo de Cobb, Roy Camille y Weinstein^{23,54,69} y el grado de colapso (anterior body compression, ABC)⁷⁰.

Se utilizó un grupo de control (grupo C) radiológico para los valores promedio de los parámetros geométricos angulares de la población autóctona: 19 adultos (10 mujeres y 9 varones), no emparejados por edad (promedio 34,8 años, rango 24 a 46) aunque sí por sexo, sin síntomas, patologías raquídeas ni déficit neurológico de ningún tipo, que habían consultado en el servicio de Ortopedia y Traumatología. Todas las mediciones las realizaron observadores independientes.

El resultado clínico funcional al seguimiento se evaluó acorde con el dolor secuelear según la escala de la Scoliosis Research Society (SRS)²² y el índice de discapacidad de Oswestry,⁵² así como el retorno a la actividad previa al traumatismo.

Durante el período señalado fueron tratados de manera ortopédica 64 pacientes por fracturas toracolumbosacras, de los cuales 41 (44 fracturas) cumplieron con los criterios de selección y constituyen la presente serie. Los 41 casos se agrupan en 24 pacientes (25 fracturas) con traumatismo de alta energía (grupo A) y 17 pacientes (19 fracturas) con traumatismo de baja energía (grupo B).

El promedio de edad inicial de la serie fue de 46 años (rango 12 a 83). La distribución por sexos arrojó 23 mujeres y 18 varones en la serie global. El promedio de seguimiento general fue de 4,5 años (rango 2,24 a 15,5). La localización de las fracturas fue predominantemente entre T11 y L2 (Fig. 1). La etiología estuvo marcada por los accidentes de la vía pública (19 casos) y las caídas (17 casos) (Fig. 2). Predominaron las fracturas por compresión o flexión y las fracturas por estallido (Fig. 3).

El análisis estadístico se realizó con la prueba de la X^2 para las variables cualitativas y de la t de Student para las cuantitativas utilizando el programa EPI INFO 6 y seleccionando 0,05 como valor de significación estadística.

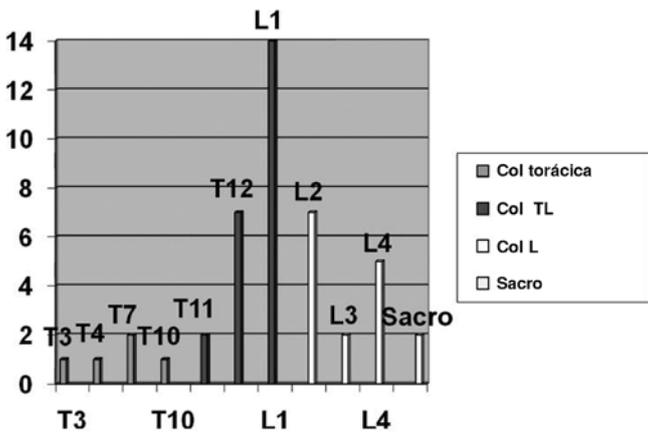


Figura 1. Localización de las fracturas (serie completa).

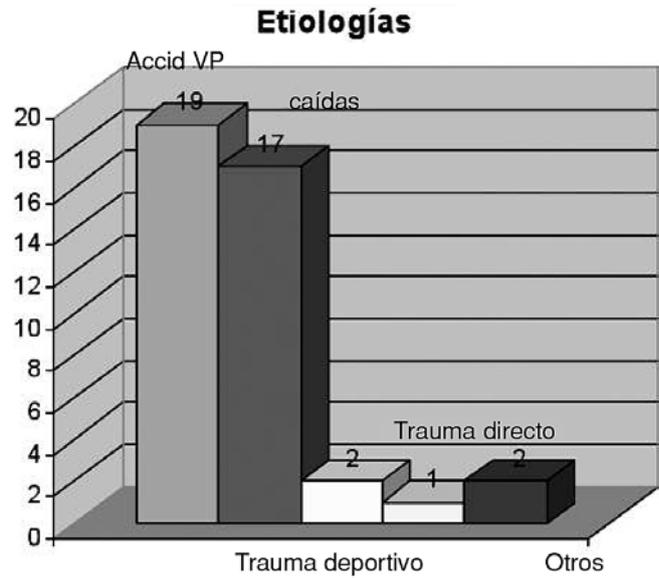


Figura 2. Etiología (serie completa).

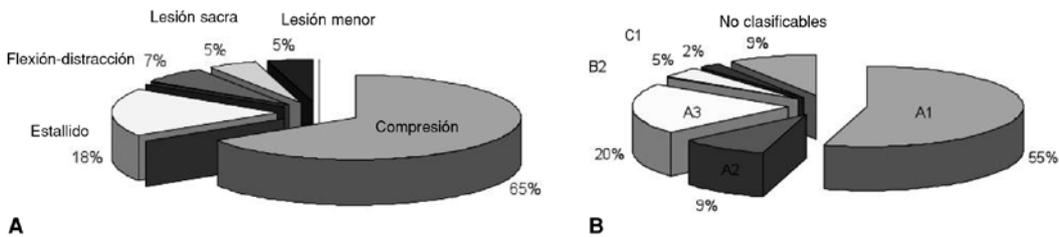


Figura 3. A. Clasificación de Denis (global). B. Clasificación de Magerl.

Resultados

Los grupos de alta y baja energía fueron comparables estadísticamente en cuanto al tiempo de seguimiento, la localización de las fracturas y la distribución de los tipos según las clasificaciones de Denis y de Magerl. No lo fueron, en cambio, en la distribución de sexos ($p = 0,025$) ni en las etiologías y las edades ($p = 0,0001$) (Tabla 1).

En ninguno de los valores comparados entre pretratamiento y seguimiento hubo diferencias estadísticamente significativas (Tabla 2). Cuando el análisis comparativo se hizo para cada tipo

de fractura según las clasificaciones AO y Denis discriminadas en alta o baja energía, tampoco hubo diferencias entre pretratamiento y seguimiento a excepción del valor de la cifosis vertebral para las fracturas de tipo A de Magerl de alta energía, en las cuales la cifosis vertebral mejoró en promedio de $18,9^\circ$ inicialmente a $14,4^\circ$ en el seguimiento ($p = 0,037$).

Los dos grupos A y B presentaron valores similares y comparables en las mediciones iniciales y en el seguimiento. La única diferencia significativa fue la cifosis vertebral inicial (Tablas 3 y 4). Cuando dicha diferencia se analizó para los tipos de fracturas según las clasificaciones y la gravedad del traumatismo, la diferencia fue estadísticamente significativa en los valores

Tabla 2. Comparación de las mediciones radiológicas pretratamiento y en el seguimiento (serie completa)

	Pretratamiento (rango)	Seguimiento (rango)	Valor p (prueba de la t)	Significación estadística
Cifosis vertebral	$16,4^\circ$ ($3^\circ-37^\circ$)	$14,9^\circ$ ($3^\circ-32^\circ$)	0,2116	No
Cifosis segmentaria	11° ($3^\circ-22^\circ$)	$11,1^\circ$ ($2^\circ-25^\circ$)	0,9089	No
Cifosis regional según Roy Camille	$13,2^\circ$ ($3^\circ-35^\circ$)	$14,4^\circ$ ($1^\circ-35^\circ$)	0,6216	No
Ángulo de Cobb de la cifosis	$17,2^\circ$ ($2^\circ-35^\circ$)	$17,3^\circ$ ($2^\circ-33^\circ$)	0,9072	No
Porcentaje de compresión anterior del cuerpo vertebral (ABC)	0,25 (0,01-0,86)	0,24 (0,03-0,8)	0,8246	No
Índice de Farcy	$19,5^\circ$ ($2^\circ-38^\circ$)	No medido	-	-
Puntaje de inestabilidad de White y Panjabi	3,2 (2-7)	No medido	-	-
Puntaje TLISS	2,3 (0-8)	No medido	-	-

ABC: anterior body compression

Tabla 1. Casuística global

Nº	Apellido y nombre	Sexo	Edad (años)	Seguimiento (meses)	Localización	AO	Denis	Energía del trauma
1	Ma...Em..	M	23	37	L2	C1	Flexión-Distracción	A
2	Go...Ra...	M	25	42	L2	A1	Compresión (D)	A
3	Az...Ind...	M	33	186	L1	A1	Compresión (A)	A
4	Ro...Jo...	M	44	48	L1	A1	Compresión (B)	A
5	Men...Cla	M	39	102	L1	A3	Estallido (B)	A
6	Poc...Gr	F	35	44	L1	A1	Compresión (B)	A
7	Lo...Se...	M	25	57	T11	B2	Flexión-Distracción (C)	A
8	Mac...De.	F	61	36	T12	A1	Compresión (B)	A
9	Bon...Mar...	M	24	36	Sacro	No clasificable	II	A
10	Beh...Ar...	F	63	130	Sacro	No clasificable	I	B
11	Ca...Ge...	M	38	96	L1	A3	Estallido (B)	A
12	Ud...Pr...	M	80	36	T12	A1	Compresión (B)	B
13	Le...Al...	M	27	120	L1	B2	Flexión-Distracción (C)	A
14	Ba...Gn..Gl..	F	61	60	T12	A2	Compresión (A)	B
15	Con...Ad	F	43	112	L1	A3	Estallido (B)	A
16	Rol...Ma...	F	51	36	L3	No clasificable	Lesión Menor	B
17	Kum...Ro...	F	63	42	L1	A1	Compresión (B)	B
18	He...Di...	M	22	85	L4	No clasificable	Lesión menor	B
19	Med...Vi...	M	26	39	L2	A1	Compresión (B)	A
20	Ló...Lu...	F	60	80	T12	A2	Compresión (B)	B
21	Roh...Gi...	F	12	58	L2	A1	Compresión (B)	A
22	Bor...Kat..E.	F	65	36	L4	A1	Compresión (B)	B
23	Mai...Nat.	F	27	39	L4	A3	Estallido (B)	A
24	Ba...Os...L..	F	71	42	L1	A1	Compresión (D)	B
25	Br...Zu*	F	81	37	L4	A1	Estallido (A)	B
					L1	A1	Estallido (A)	
26	Ca...Ca.	M	38	36	L1	A1	Compresión (B)	A
27	Gu...Ca	M	40	48	T7	A1	Compresión (B)	B
28	Ki...Fa...	M	34	36	L1	A1	Compresión (B)	A
29	Ko...Gu...	M	32	36	T4	A1	Compresión (B)	A
30	La...Ju...Ca*	M	58	70	L2	A1	Compresión (B)	A
					T3	A2	Compresión (A)	
31	Mo...Do...	F	83	41	T10	A1	Compresión (D)	B
32	Mo...Mi...N.	F	65	42	L2	A1	Compresión (B)	B
33	Pa...To...N...	F	42	42	T12	A1	Compresión (B)	B
34	Ra...Al...	F	52	36	L1	A3	Estallido (D)	A
35	Ra...Cla...	M	30	36	T7	A1	Compresión (B)	A
36	Sa...Ca...	F	74	36	L2	A1	Compresión (B)	B
37	Bra...Na..	F	32	31	T11	A3	Estallido (B)	A
38	Ra...Fra...	F	64	35	T12	A1	Compresión (B)	B
39	Sa...Ri...Pa.	F	25	33	L1	A3	Compresión (B)	A
40	Ba...Em...	F	56	25	L3	A2	Compresión (B)	A
41	Lo...Ga..An*	F	61	48	T12	A3	Compresión (B)	B
					L4	A3	Compresión (B)	

*Paciente con dos fracturas.

A: alta energía.

B: baja energía.

Tabla 3. Comparación entre grupos de alta (grupo A) y de baja energía (grupo B): mediciones pretratamiento

	Grupo A	Grupo B	Valor <i>p</i> (prueba de la <i>t</i>)	Significación estadística
Cifosis vertebral	17,8°	13,5°	0,0413	Sí
Cifosis segmentaria	11°	11,1°	0,9360	No
Cifosis regional según Roy Camille	14,4°	10,8°	0,1188	No
Ángulo de cifosis según Cobb	16°	19,3°	0,1963	No
Porcentaje de compresión anterior del cuerpo vertebral	0,33	0,32	0,8748	No
Puntaje de inestabilidad de White y Panjabi	3,4	2,9	0,3294	No
Puntaje TLISS	2,6	1,6	0,0905	No
Índice de Farcy	20,5	17,9	0,2962	No

Tabla 4. Comparación entre los grupos de alta (grupo A) y de baja (grupo B) energía: mediciones en el seguimiento

	Grupo A	Grupo B	Valor <i>p</i> (prueba de la <i>t</i>)	Significación estadística
Cifosis vertebral	14,2°	15,9°	0,5025	No
Cifosis segmentaria	11,1°	11,1°	0,9789	No
Cifosis regional según Roy Camille	14,3°	14,5°	0,9531	No
Ángulo de cifosis según Cobb	15,5°	20,4°	0,1166	No
porcentaje de compresión anterior del cuerpo vertebral	0,30	0,41	0,1175	No

pretratamiento solamente entre los tipo A de Magerl de alta y baja energía (promedios 18,9° y 13,38° respectivamente, $p = 0,04$). Cuando se compararon los resultados radiológicos en el seguimiento para cada tipo de fractura entre casos de alta energía y de baja energía, tampoco se hallaron diferencias estadísticamente significativas.

La comparación de las mediciones de la cifosis vertebral, el ángulo de Cobb y el ABC entre el grupo de control y los de traumatismos de alta y baja energía arrojó siempre diferencias significativas tanto para la serie global como cuando el análisis se hizo discriminado por tipo de fracturas según ambas clasificaciones (AO y Denis) (Tabla 5).

El resultado funcional basado en el dolor secular y en el índice

de Oswestry arrojó puntajes promedio buenos, con diferencias significativas entre los grupos A y B cuando se los comparó globalmente, mostrando los pacientes de este último grupo resultados menos favorables (Tabla 6). Sin embargo, cuando la comparación se hizo por tipo de fractura de ambas clasificaciones (AO/Denis) no hubo diferencias estadísticas significativas en los resultados en cada tipo entre los de alta y baja energía. (Tabla 7)

En cuanto al retorno a la actividad previa al trauma, excluyendo los jubilados y pensionados, fue del 90,6% en la serie global (Fig. 4). Si bien el número en cada grupo no fue muy importante, no existió diferencia estadísticamente significativa entre los trabajadores de esfuerzo y de escritorio (grupo A: $p = 0,14$, grupo B: $p = 1$).

Tabla 5. Comparación de mediciones al seguimiento entre la población de control (grupo C) y distintos tipos de fracturas según las clasificaciones AO y de Denis, discriminados por la energía del traumatismo

	Cifosis vertebral	Ángulo de cifosis según Cobb	ABC
Grupo de control	3,7° (1°-9°)	7,6° (2°-14°)	0,15 (-0,01 a + 0,96)
Tipo A (AO) Alta energía	14,45° (5°-32°)	14,85° (3°-33°)	0,30 (0,06-0,74)
Tipo A (AO) Baja energía	15,54° (3°-31°)	20,36° (2°-31°)	0,40 (0,03- 0,8)
Fractura tipo compresión (Denis) alta energía	13,5° (5°-26°)	15,9° (5°-33°)	0,25 (0,07-0,62)
Fractura tipo compresión (Denis) baja energía	15,08° (4° - 26°)	20,5° (2°-31°)	0,39 (0,03-0,80)
Por estallido (Denis) alta energía	16,7° (10°- 32°)	12,5° (3°- 23°)	0,41 (0,22 - 0,74)
Estallido (Denis) baja energía	20,5° (10°-31°)	24,5° (22°-27°)	0,48 (0,28-0,68)

Tabla 6. Resultados clínicos según el dolor secular y el índice de discapacidad de Oswestry

	Promedio puntaje global de la serie (rango)	Promedio puntaje del grupo A (rango)	Promedio puntaje del grupo B (rango)	Valor <i>p</i> (prueba de la <i>t</i>)	Diferencia estadísticamente significativa
Puntaje de SRS	4,4 (2 a 5)	4,7 (3 a 5)	3,9 (2 a 5)	0,005	Sí
Índice de discapacidad de Oswestry (validación argentina) ⁵²	15 (10 a 40)	11,4 (10 a 24)	20,2 (10 a 40)	0,0002	Sí

Grupo A: traumatismos de alta energía

Grupo B: traumatismos de baja energía

Puntaje de SRS para el dolor²²: 5 (excelente/sin dolor) - 1 (malo/dolor continuo, dependiente de opiáceos)

Índice de discapacidad de Oswestry (validación Argentina)⁵²: 10 (excelente: discapacidad nula o ínfima) - 60 (malo: discapacidad máxima por dolor)

Tabla 7. Análisis estadístico comparativo al final del seguimiento para el dolor secuelar y el Índice de discapacidad de Oswestry entre alta energía y baja energía del traumatismo para cada tipo de fractura (clasificaciones AO y de Denis). Valor de *p* en la prueba de la *t* de Student

Tipo de fractura	Dolor S/SRS	Oswestry
Compresión (Denis) Alta energía contra baja energía	0,07	0,06
Estallido (Denis) Alta energía contra baja energía Tipo A (AO)	0,45	0,64
Alta energía contra baja energía	0,68	0,38

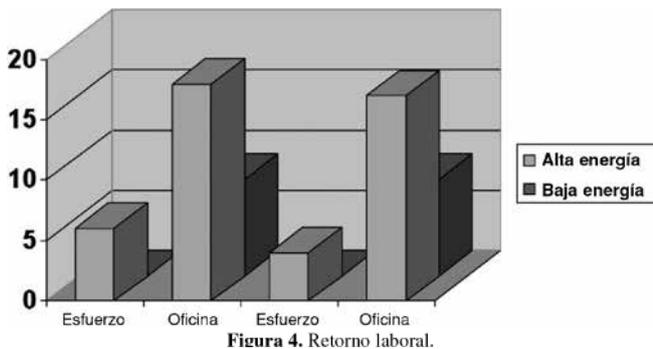


Figura 4. Retorno laboral.

Discusión

Ninguna clasificación de las fracturas vertebrales toracolumbares mostró, hasta ahora, abarcar completamente el universo de estas lesiones;^{3,45,72} las utilizadas con mayor frecuencia son las de Denis, de MacAfee, de Gaines, de Magerl y el TLISS.^{15,16,38,41-43} Si bien la biomecánica de la transmisión de fuerzas puede demostrarse en forma fácil y rápida para cada uno de los diferentes componentes de la columna, todavía no existe un modelo universalmente aceptado que demuestre los patrones de lesiones en una columna intacta.²⁶

Desde el concepto de inestabilidad ósea y ligamentaria,³⁷ creemos válido el tratamiento incruento en las lesiones estables o con inestabilidad exclusivamente ósea, sin déficit neurológico y sin factor de compresión actual.

Así, los resultados informados en las fracturas por estallido estables son excelentes y se comparan favorablemente con los del tratamiento quirúrgico,^{1,4,5,9,11,12,13,14,18,21,25,29,30,32,39,46,57,59,61,68,69,71,73} aun con una lesión de la columna posterior presente.^{11,59,61} Existe adecuada evidencia también para el tratamiento incruento de las fracturas por compresión y las lesiones por flexión-distorsión transóseas de un solo nivel.^{10,24,39,45,61}

Acorde con estos datos, nuestra conducta fue tratar ortopédicamente las fracturas por compresión, las estallido estables (subtipos A, B y C de Denis) independientemente de la ocupación del canal, las lesiones por flexión-distorsión transóseas de un nivel (subtipo A de Denis), correspondientes con los tipo A, B.2.1 y algunas B.2.3 de Magerl. En el sacro tratamos así las fracturas verticales ubicadas en las zonas I y II de Denis sin déficit o con déficit menor estable y sin compresión actual, y las transversas de la zona III bajas sin déficit.²⁸

Agrupar las lesiones vertebrales en traumatismos de alta y baja energía define dos patrones significativamente diferentes de transformación de la energía cinética durante el impacto, donde la masa del cuerpo y la velocidad del impacto son las variables más importantes de dichos patrones.²⁶ Los requerimientos ortésicos de ambos tipos de patrones son diferentes, sobre todo cuando los traumatismos de baja energía ocurren en huesos insuficientes.^{42,44} En el presente estudio no se realizó ninguna medición de la densidad mineral ósea. Sin embargo, sólo 6 de las 19 fracturas del grupo B se presentaron en huesos aparentemente competentes, y dado que a) la presencia de insuficiencia ósea puede ser incluso enmascarada en traumas de alta energía⁵⁵, y b) los patrones morfológicos y, por ende, los requerimientos biomecánicos son similares, nos parece oportuna la diferenciación terapéutica en dichos grupos.

El tratamiento se basó en el uso de corsés de yeso seguido de ortesis rígidas (TLSO) hechas a medida en los traumatismos de alta energía, y ortesis en hiperextensión prefabricadas en los de baja energía. Ambas actúan parcialmente en el modo load-sharing, pero fundamentalmente como sistemas de inmovilización pasivos de tres o cuatro puntos^{36,39} que cumplen su papel por restricción de los movimientos gruesos del tronco durante la cicatrización ósea.^{31,36,39,68} Su eficacia biomecánica depende, por lo tanto, de las fuerzas correctivas que ejercen.³⁹ Sin embargo, en otros trabajos las ortesis en hiperextensión prefabricadas de tipo Jewett o similar no han demostrado eficacia en el control de los parámetros radiológicos en las fracturas por estallido en hueso normal.^{7,48} Comparativamente, las TLSO termoplásticas confeccionadas a medida proveen un mejor control de todos los movimientos.^{34,39} Tomamos los moldes en mesa para yeso EDF de tipo Cotrel para emplear mejor las fuerzas correctoras.^{10,64} La eficacia del manejo ortésico de las fracturas toracolumbares puede evaluarse mediante los resultados en los parámetros geométricos y funcionales: reducción del ángulo de cifosis post-traumático, disminución del porcentaje de compresión vertical sagital, disminución del porcentaje del compromiso del canal, ausencia de cambios o mejoría del estado neurológico, nivel de dolor, mejoría o retorno a las actividades de la vida diaria, y retorno a las actividades laborales.³⁹

La corrección radiológica inicial con métodos incruentos no se mantiene pero siempre exhibe una ligera mejoría respecto del valor inicial.⁶⁸ Es corriente ver una pérdida angular en la corrección incruenta de la cifosis pero sin deterioro clínico.^{1,46,59,64,73} En nuestra serie los valores angulares en la presentación y el seguimiento no exhibieron diferencias significativas en ninguno de los subgrupos de pacientes; por lo tanto, no obtuvimos a mediano plazo mejoría ni deterioro radiológico de las lesiones, y obviamente hubo diferencias significativas respecto a los valores del grupo de control (Tablas 2 y 5). Se colige que, aunque fundado en principios biomecánicos sólidos, el tratamiento ortésico de estas fracturas no logra un resultado radiológico mantenido en el tiempo de los parámetros angulares correspondientes a la cifosis y pérdida de altura corporal.

En el seguimiento, la comparación del "ABC" del grupo de control y de los subgrupos de fracturas según la energía del traumatismo mostró siempre mayor diferencia estadística en los subgrupos de baja energía que en los de alta energía (Tabla 5). Esto habla de un resultado más cercano a "lo normal" (grupo

C) para los pacientes con traumatismo de alta energía, lo cual podría deberse a una acción más eficaz por parte del tipo de tratamiento ortésico realizado en dicho grupo, a diferencia del usado en el traumatismo de baja energía.

De todas formas, se sabe que la severidad de la lesión radiográfica inicial o residual no se correlaciona con los síntomas en el seguimiento⁴⁷ y que la cifosis secuestral no se correlaciona bien con los resultados clínicos, cualquiera que sea el tipo de tratamiento.^{1,18,24,59,61,69,73} Cabe destacar, por otra parte, que los promedios de la cifosis al seguimiento en los dos grupos de nuestra serie quedaron por debajo del valor de corte de 30° dado por el informe de la SRS.²²

Nuestro grupo obtuvo un 87% de resultados clínicos buenos con un excelente intervalo de confianza (77,8-96,2%), para el tratamiento conservador de las fracturas toracolumbares,⁴⁰ que se comparan favorablemente con los de las series internacionales.^{47,59,64,71} En la presente serie, se confirman los buenos resultados clínicos hallados tanto en el valor promedio global del puntaje de la SRS para el dolor en el seguimiento (4,4), como en el promedio del índice de discapacidad de Oswestry (15) y el porcentaje de retorno a la actividad previa (90%) (Tabla 6 y Fig. 4). La comparación mostró que los pacientes del grupo A tuvieron un mejor resultado clínico que aquellos con traumatismo de baja energía (dolor según SRS, $p = 0,005$, índice de Oswestry, $p = 0,0002$). Posiblemente esta diferencia se deba a factores como la mayor edad promedio del grupo B ($p = 0,0001$) asociada con patologías subyacentes no analizadas en el presente trabajo. En efecto, la mayor edad promedio del grupo B (61,5 contra 36) aumenta significativamente la incidencia de hueso incompetente y comorbilidades en dichos pacientes.^{49,51,53,55} En ellos, al ser las características de los tejidos subyacentes diferentes y menores en calidad que las del grupo A, la cantidad de movimiento y la energía cinética asociadas con el impacto productor de la lesión son también inferiores.^{26,49,51,63} Por otra parte, en dicho tipo de pacientes son reconocidas las ventajas de un reposo breve con movilización precoz y del uso de ortesis prefabricadas menos constreñidas, mucho mejor toleradas y más rápidamente accesibles que las confeccionadas a medida.^{39,44,67} Por lo tanto, teniendo en cuenta estas consideraciones es lícito pensar que siendo el resultado funcional bueno en el grupo B -a pesar de su menor calidad respecto del grupo A-, la selección de ortesis prefabricadas tiene una relación costo-beneficio eficaz para los pacientes con traumatismo de baja energía cinética.

Conclusiones

- 1) Es posible lograr un resultado clínico funcional satisfactorio a mediano plazo en las lesiones toracolumbosacras estables sin lesión neurológica seleccionando el tipo de ortesis según que el traumatismo sea de alta o de baja energía cinética.
- 2) Los resultados clínicos funcionales parecen ser mejores en los casos de los traumatismos de alta energía, aunque parecen estar asociados a factores independientes del tipo de ortesis.
- 3) Sin embargo, el tratamiento ortésico diferenciado según alta energía o baja energía no logra en el tiempo un resultado radiológico cercano a lo normal en los parámetros geométricos.

Agradecimientos

Los autores desean expresar su agradecimiento a los Dres. Alfredo Zurita (Profesor Titular de Metodología de la Investigación y Profesor Titular de Salud Pública, Facultad de Medicina, UNNE, Corrientes) y Joan Bagó Granell (Barcelona, España), así como al Licenciado en Física Mario Cleva (UTN, Facultad Regional Resistencia, Resistencia, Chaco) por la ayuda y guía recibidas tanto en la preparación y evaluación del manuscrito como en el procesamiento y revisión estadística del presente trabajo.

Bibliografía

1. Alanay A, Yazici M, Acaroglu E, et al. Course of nonsurgical management of burst fractures with intact posterior ligamentous complex: an MRI study. *Spine* 2004; 29(21):2425-31.
2. Alanay A, Pekmezci M, Karaeminogullari O, Acaroglu E, Yazici M, et al. Radiographic measurement of the sagittal plane deformity in patients with osteoporotic spinal fractures evaluation of intrinsic error. *Eur Spine J* 2007;16(12):2126-32.
3. Ailigzakis AC, Katonis PG, Sapkas G, Papagelopoulos PJ, Galanakis I, et al. Gertzbein and load sharing classifications for unstable thoracolumbar fractures. *Clin Orthop* 2003;411:77-85.
4. An HS, Simpson JM, Ebraheim NA, Jackson WT, Moore J, et al. Low lumbar burst fractures: comparison between conservative and surgical treatments. *Orthopedics* 1992;15:367-73.
5. An HS, Vaccaro A, Cotler JM, Lin S. Low lumbar burst fractures: comparison among body cast, Harrington rod, Luque rod and Steffee plate. *Spine* 1991;6:S440-S444.
6. Bago J, Villanueva C, Aguirre M, Marti D. Tratamiento conservador de las fracturas estallidos vertebrales. Estudio comparativo entre el corsé de yeso y la ortesis de Jewett. *Rev. Orthop. Traum* 1990;34(6):605-7.
7. Bazán PL, Borri A, Feldman D, Szmidt VE. Evaluación cinemática del trauma raquímedular. Comunicación personal.
8. Cantor J, Lebowitz N, Garvey T, Eismont F. Non operative management of stable thoracolumbar burst fractures with early ambulation and bracing. *Spine* 1993;18(8):971-6.
9. Chapman MW. Fracture healing and closed treatment of fractures and dislocations. En *Chapman's orthopaedic surgery*, 3rd ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 2001. p. 219-305.
10. Chow G, Nelson B, Gebhard S, Brugman L, Brown C, Donaldson D. Functional outcome of thoracolumbar burst fracture managed with hyperextension casting or bracing and early mobilization. *Spine* 1996;21(18):2170-5.
11. Dai LY. Low lumbar spinal fractures: management options *Injury* 2002;33(7):579-82.
12. Dai LY, Jiang SD, Wang XY, Jiang LS. A review of the management of thoracolumbar burst fractures. *Surg Neurology* 2007;67(3):221-31.
13. Dai LY, Jiang LS, Jiang SD. Conservative treatment of thoracolumbar burst fractures: a long-term follow-up results with special reference to the load sharing classification. *Spine* 2008;33(23):2536-44.
14. Denis F. The three column spine and its significance in the classification of acute thoracolumbar spinal injuries. *Spine* 1983; 8:817.
15. Denis F. Spinal instability as defined by the three column spine concept in acute trauma. *Clin Orthop* 1984;189:65.
16. Denis F, Davis S, Comfort T. Sacral fractures: An important problem. Retrospective analysis of 236 cases. *Clin Orthop* 1988; 227:67-81.
17. Domenicucci M, Preite R, Rannieri A, Ciappetta P, Delfini R, Romanini L. Thoracolumbar fractures without neurosurgical involvement: surgical or conservative treatment? *J Neurosurg Sci* 1996(40):1-10.
18. Enad JG, Slakey JB, McNulty PS. Measurement of thoracolumbar kyphosis after burst fracture: evaluation of intraobserver, interobserver, and variability of 4 measurement methods. *Am J Orthop* 2008;37(4):E60-3.
19. Farcy J-P, Weidenbaum M, Glasman S. Sagittal index in management of thoracolumbar burst fractures. *Spine*; 1990;15(9): 958-65.
20. Fiore N, Iraporda H. Fracturas de columna lumbar. Tratamiento Incruento. Presentación de 5 casos. *Rev AAOT*; 66:128-30.
21. Gertzbein S. Scoliosis Research Society Multicenter Spine Fracture Study. *Spine* 1992 ;17(5):528-40.

22. Goutalier D, Hernigou P, Piat C. Le traitement orthopédique des fractures du rachis dorso-lombaire et lombaire avec recul du mur corporel postérieur (burst fracture) sans ou avec troubles neurologiques mineurs. *Rev Chir Orthop* 1988;74 (Suppl. II): 77-80.
23. HazelWA Jr, Jones RA, Morrey BF, Stauffer RN. Vertebral fractures without neurological deficit. A long-term follow-up study. *J Bone Joint Surg Am* 1988;70: 1319-21.
24. Hitchon PW, Torner JC, Haddad SF, Follet KA. Management options in thoracolumbar burst fractures. *Surg Neurol* 1998; 49(6):619-27.
25. Hunt JP, Weintraub SL, Wang YZ, Buechter KJ. Kinematics of trauma. En Moore EE, Feliciano DV, Mattox KL. *Trauma*. McGraw-Hill; 2003. p. 141-57.
26. Keynan O, Fisher CG, Vaccaro A, Fehlings MG, Oner FC, et al. Radiographic measurement parameters in thoracolumbar fractures: a systematic review and consensus statement of the spine trauma study group. *Spine* 2006;31(5):156-65.
27. Kim MY, Reidy DP, Nolan PC, Finkelstein JA. Transverse sacral fractures: case series and literature review. *Can J Surg* 2001;44(5):359-63.
28. Kinoshita H, Nagata Y, Ueda H, Kishi K. Conservative treatment of burst fractures of the thoracolumbar and lumbar spine. *Paraplegia* 1993;31:58-67.
29. Knight RQ, Stornelli DP, Chan DP, Devanny JR, Jackson KV. Comparison of operative versus nonoperative treatment of lumbar burst fractures. *Clin Orthop Rel Res* 1993;293:112-21.
30. Krag MH, Fox MS J, Haugh LD. Comparison of three lumbar orthoses using motion assessment during task performance. *Spine* 2003;28(20):2359-67.
31. KraemerWJ, Schemitsch EH, Lever J, McBroom RJ. Functional outcome of thoracolumbar burst fractures without neurological deficit. *J Orthop Trauma* 1996;10(5):541-4.
32. Kuklo TR, Polly DW, Owens BD, Zeidman SM, Chang AS, et al. Measurement of thoracic and lumbar fracture kyphosis-evaluation of intraobserver, interobserver and technique variability. *Spine* 2001;26(1):61-6.
33. Lantz SA, Schultz AB. Lumbar spine orthosis wearing. I. Restriction of gross body motions. *Spine* 1986;11(8):834-7.
34. Lim M, Vaccaro A, Lee JY, Zeiller S, Jacoby S, et al. The thoracolumbar injury severity scale and score (TLISS): interphysician and inter-disciplinary validation of a new paradigm for the treatment of thoracolumbar spine trauma. *Coluna* 2006; 5(3):157-64.
35. Lonner B, Hoppenfeld S, Patel A. Thoracolumbar spine fractures. En Hoppenfeld S, Murphy VL. *Treatment and rehabilitation of fractures*. Philadelphia: Lippincott-Williams & Wilkins; 2000. p. 561-74.
36. Louis R. Les theories de l'instabilité. En *Symposium: Fractures Instables du Rachis*. *Rev Chir Orthop* 1977;63:415-81.
37. Magerl F, Aebi M, Gertzbein SD, Harms J, Nazarian S. A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. *Eur J Spine* 1994;3:184-201.
38. Malas BS, Meade KP, Patwardhan AG, Gavin TM. Orthoses for spinal trauma and postoperative care. En Hsu JD, Michael JW, Fisk JR editors. *AAOS Atlas of orthotic and assistive devices*. 4th ed. Philadelphia: Mosby-Elsevier; 2008. p. 141-53.
39. Manzone P, Mariño Ávalos E, Cardozo Iñiguez L, Quiroz J, Laluf A, et al. Datos no publicados.
40. McAfee PC, Yuan HA, Lasda NA. The unstable burst fracture. *Spine* 1982;7:365-73.
41. McAfee PC, Yuan HA, Fredrickson BE, Lubicky JP. The value of computed tomography in thoracolumbar fractures. An analysis of one hundred consecutive cases and a new classification. *J Bone Joint Surg*; 1983;65(4):461-73.
42. McCormack T, Karakovic E, Gaines RW. The load sharing classification of spine fractures. *Spine* 1994;19(15):1741-4.
43. Meade KP, Malas BS, Patwardhan AG, Gavin TM. Orthoses for osteoporosis. En Hsu JD, Michael JW, Fisk JR editors. *AAOS Atlas of orthotic and assistive devices*. 4th ed. Philadelphia: Mosby-Elsevier; 2008. p. 155-66.
44. Mirza SK, Mirza AJ, Chapman JR, Anderson PA. Classifications of thoracic and lumbar fractures: rationale and supporting data. *J Am Acad Orthop Surg* 2002;10:364-77.
45. Moller A, Hasserius R, Redlund-Johnell I, Karlsson MK. Nonoperatively treated burst fractures of the thoracic and lumbar spine in adults: a 23- to 41-year follow-up. *Spine J* 2007;7(6):701-7.
46. Mumford J, Weinstein J, Spratt K, Goel V. Thoracolumbar burst fractures. the clinical efficacy and outcome of nonoperative management. *Spine*;1993;18(9): 955-70.
47. Nagel DA, Koogle TA, Piziali R, Perkash I. Stability of the upper lumbar spine following progressive disruptions and the application of individual internal and external devices. *J Bone Joint Surg* 1981;63:62.
48. Neumann P, Osvalder AL, Nordwall A, Lovsund P, Hansson T. The ultimate flexural strength of the lumbar spine and vertebral bone mineral content. *J Spinal Disord* 1993;6(4):314-23.
49. Panjabi M, Thibodeau L, Crisco J, White A. What constitutes spinal instability? *Clin. Neurosurg* 1984;33:313.
50. Pintar FA, Yoganandan N, Voo L. Effect of age and loading rate on human cervical spine injury threshold. *Spine* 1957;23(18): 1957-62.
51. Pueyrredon MA, Scharovsky AP, Craig D, et al. Adaptación cultural y validación para la Argentina del Oswestry Disability Index. Comunicación personal.
52. Rowley DI. Enhancement of the healing of Fractures. En Thorngren KG, Soucacos PN, Horan F, Scott J, eds. *European Instructional Course Lectures*. London, England: British Editorial Society of Bone and Joint Surgery; 2001;5:24-30.
53. Roy Camille R, Saillant G, Massin P. Traitement des fractures du rachis dorso-lombaire par la méthode de Böhler. *Rev Chir Orthop* 1989;75:479-89.
54. Sanders KM, Pasco JM, Ugoni AM, Nicholson GC, Seeman E, et al. The exclusion of high trauma fractures may underestimate the prevalence of bone fragility fractures in the community: The Geelong Osteoporosis Study. *J Bone Mineral Res* 1998; 13(8):1337-42.
55. Schmidek HH, Smith DA, Kristiansen TK. Sacral fractures. *Neurosurgery* 1984;15:735.
56. Seybold EA, Sweeney CA, Fredrickson BE, Warhold LG, Bernini PM. Functional outcome of low lumbar burst fractures. A multicenter review of operative and nonoperative treatment of L3-L5. *Spine* 1999;24(20):2154-61.
57. ShenWJ, Shen YS. Nonsurgical treatment of three-column thoracolumbar junction burst fractures without neurologic deficit. *Spine* 1999;24(4):412-5.
58. ShenWJ, Liu TJ, Shen YS. Nonoperative treatment versus posterior fixation for thoracolumbar junction burst fractures without neurologic deficit. *Spine* 2001;26(9):1038-45.
59. Smith JA, Siegel JH, Siddiqi SQ. Spine and spinal cord injury in motor vehicle crashes: a function of change in velocity and energy dissipation on impact with respect to the direction of crash. *J Trauma* 2005;59:117-31.
60. Spivak JM, Vaccaro AR, Cotler JM. Thoracolumbar Spine Trauma: II. Principles of management. *J Am Acad Orthop Surg* 1995;3:353-60.
61. Stadhouer A, Buskens E, de Klerk LW, Verhaar JA, DhertWA, et al. Traumatic thoracic and lumbar spinal fractures: operative or nonoperative treatment comparison of two treatment strategies by means of surgeon equipoise. *Spine* 2008;9:1006-17.
62. Tran NT, Watson NA, Tencer AF, Ching RP, Anderson PA. Mechanism of the burst fracture in the thoracolumbar spine. The effect of loading rate. *Spine* 1995;20(18):1984-8.
63. Troppiano P, Huang R, Poitout D, Louis S, Louis R. functional and radiographic outcome of thoracolumbar and lumbar burst fractures managed by closed orthopaedic reduction and casting. *Spine* 2003;28(23):2459-65.
64. Vander Kooi D, Abad G, Basford JR, Maus TP, Yaszemski MJ, Kaufman KR. Lumbar spine stabilization with a thoracolumbosacral orthosis: evaluation with video fluoroscopy. *Spine* 2004;29(1):100-4.
65. van Leeuwen PJ, Bos RP, Derksen JC, de Vries J. Assessment of spinal movement reduction by thoraco-lumbar-sacral orthoses. *J Rehabil Res Dev* 2000;37(4):395-403.
66. Vives M, Garfin SR. Spinal orthoses for traumatic and degenerative disease. En Rothman-Simeone. *The spine*. 5th ed. Philadelphia: WB Saunders; 2006. p.1203-19.
67. Weninger P, Schultz A, Hertz H. Conservative management of thoracolumbar and lumbar spine compression and burst fractures: functional and radiographic outcomes in 136 cases treated by closed reduction and casting. *Arch Orthop Trauma Surg*. 2008 Nov.
68. Weinstein JN, Collalto P, Lehmann TR. Thoracolumbar burst fractures treated conservatively: a long-term follow-up. *Spine* 1988;(1):33-8.
69. Willen J, Lindahl S, Nordwall A. Unstable thoracolumbar fractures. A comparative clinical study of conservative treatment and Harrington instrumentation. *Spine* 1985;10(2):111-22.
70. Wood K, Butterman G, Mehdob A, Garvey T, Jhane R et al. Operative compared with nonoperative treatment of a thoracolumbar burst fracture without neurological deficit. *J Bone Joint Surg* 2003;85(5):773-81.
71. Wood KB, Khanna G, Vaccaro AR, Arnold PM, Harris MB et al. Assessment of two thoracolumbar fracture classification systems as used by multiple surgeons. *J Bone Joint Surg Am* 2005;87(7):1423-9.
72. Yi L, Jingping B, Gele J, Baoleri X, TaixiangW. Operative versus non-operative treatment for thoracolumbar burst fractures without neurological deficit. *Cochrane Database Syst Rev* 2006;4: CD005079.

- **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 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

Las ortesis dinámicas de pie y tobillo DAFO en niños con parálisis cerebral

María Jesús Parrilla Roales-Nieto

Especialista en ortesis DAFO por Cascade-Dafo Ortoaccesible, S.L.

Resumen | Abstract

Las ortesis dinámicas de pie y tobillo DAFO se utilizan en los niños con parálisis cerebral (PC) desde hace aproximadamente 6 años en España. Hay diferentes tipos de ortesis, cada una diseñada para controlar un tipo de marcha. Las ortesis influyen en la marcha de los niños con parálisis cerebral, mejorando los parámetros de la misma, mejorando la alineación del pie, previniendo y/o corrigiendo deformidades.

The Dynamic ankle and Foot Orthoses DAFO are used in children with cerebral palsy in Spain since, approximately, 6 years ago. There are different orthoses types, each one specifically designed to control a walk behaviour. The orthoses impact on the walk of childrens with cerebral palsy by improving the foot alignment, preventing /correcting deformations and improving the walk parametrers.

Palabras clave | Key words

Parálisis cerebral, ortesis dinámicas de pie y tobillo, ortopedia pediátrica.

Cerebral palsy, dynamic ankle and foot orthoses, pediatric orthopedic.

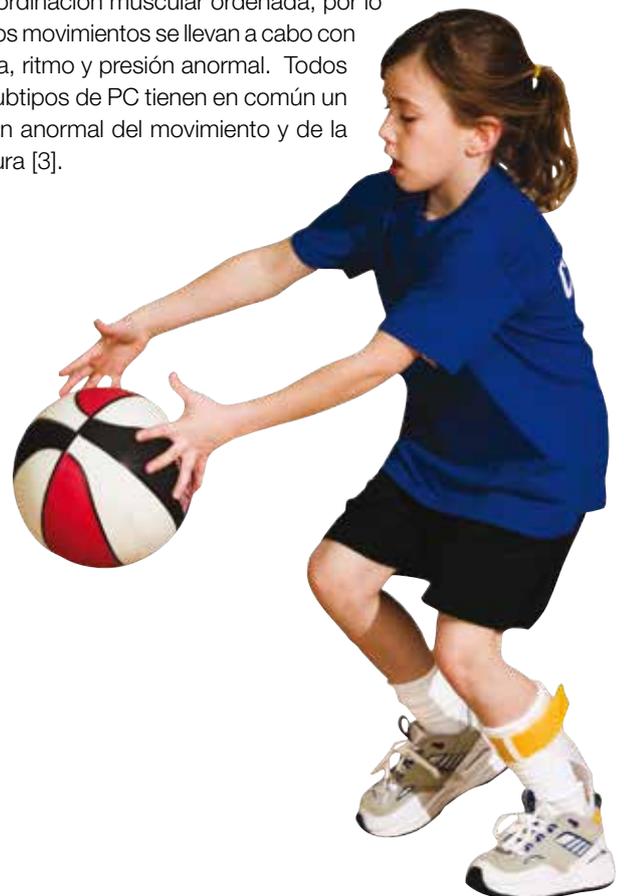
Introducción

La parálisis cerebral es la causa más frecuente de discapacidad motora en la edad pediátrica y el principal motivo de discapacidad física grave [1]. Describe un grupo de trastornos permanentes del desarrollo del movimiento y de la postura, que causan limitaciones en la actividad y que son atribuidos a alteraciones no progresivas ocurridas en el desarrollo cerebral del feto o del lactante.

Los trastornos motores de la parálisis cerebral están a menudo acompañados por alteraciones de la sensación, percepción, cognición, comunicación y conducta, por epilepsia y por problemas musculoesqueléticos secundarios [2].

Es un trastorno que aparece en la primera infancia y persiste toda la vida, y su prevalencia en países desarrollados se estima en 2-2,5 casos por cada 1.000 recién nacidos vivos [1].

El Sistema de Clasificación descrito en el Reference and Training Manual of Surveillance of Cerebral Palsy in Europe (SCPE) (2005), divide la PC en tres grupos según las características neuromotoras predominantes: espástica, discinética y atáxica. La PC espástica se caracteriza por el aumento del tono muscular y por la presencia de reflejos patológicos. La PC discinética se determina por movimientos involuntarios, incontrolados, recurrentes, ocasionalmente estereotipados, con predominio de reflejos primitivos y tono muscular variable. Asimismo, puede ser distónica o coreo-atetósica. La PC atáxica incluye pérdida de la coordinación muscular ordenada, por lo que los movimientos se llevan a cabo con fuerza, ritmo y presión anormal. Todos los subtipos de PC tienen en común un patrón anormal del movimiento y de la postura [3].



Metodología

Es una prioridad de la sociedad en general, el tratamiento y la rehabilitación de estos niños para tratar de disminuir sus limitaciones y mejorar su funcionalidad. Los clínicos especialistas en rehabilitación infantil deben asegurar al paciente el mejor tratamiento para maximizar sus capacidades y conseguir que tengan un aumento en su calidad de vida y la mayor integración escolar-laboral, social y familiar, posible.

Las alteraciones motoras, sobretodo las causadas por disfunciones cerebrales, requieren un tratamiento muy complejo, que a veces puede durar meses o años, y que deben iniciarse lo mas precozmente posible.

La fisioterapia constituye un importante componente del tratamiento de los niños con PC y esta orientada a la prevención de contracturas, patrones anormales, manejo del tono muscular, desarrollo de la fuerza muscular, promoción de posturas y movimientos fisiológicos [4]. Un objetivo funcional común en la terapia de estos niños consiste en la reeducación de la locomoción (como por ejemplo, caminar) [5].

La marcha es una destreza motora que aporta una gran independencia, cuando se ve afectada por determinadas patologías origina diversos grados de discapacidad. Para poder conseguir el máximo incremento de la capacidad funcional del paciente, se debe conocer los patrones normales que permita, mediante un análisis detallado, determinar los factores que diferencian una marcha patológica de la normal, lo que constituye el primer paso para comenzar su reeducación [6].

Un patrón de marcha humana puede ser caracterizado con diferentes tipos de parámetros, algunos básicos y otros de mayor complejidad. De la forma más básica, la marcha se describe mediante parámetros espacio-temporales. Aunque estos parámetros no sólo varían entre sujetos sino también en el mismo sujeto, resultan ser representativos de una persona cuando las condiciones y los factores que afectan la marcha (como terreno, calzado, transporte de carga, edad, fatiga, peso) se mantienen constantes [7, 8].

En esta patología los déficits funcionales pueden producir en muchas ocasiones deformidades musculoesqueléticas que aumenten la discapacidad.

La ortopedia pediátrica es un amplio capítulo de la pediatría, en el que se incluyen numerosas alteraciones del aparato locomotor, de las que un diagnóstico precoz puede evitar una minusvalía física posterior. Es precisamente al pediatra a quien corresponde, en un examen rutinario de salud, detectar dichas anomalías, como en el caso que nos ocupa, la enfermedad más frecuente de los pies. Aunque, si bien a veces podrá solucionar pequeños problemas, en otras ocasiones necesitará y deberá recurrir al especialista para su completo diagnóstico y correcta resolución. Estas posturas anómalas suelen surgir por los siguientes problemas:

- Alteración del tono muscular: flujo anormal entre la contracción de los músculos agonistas y los antagonistas, repercutiendo negativamente sobre la estática y la dinámica de las articulaciones.
- Desequilibrio muscular, creando pares de fuerzas anómalas que conducen hacia retracciones musculares y actitudes viciosas que perturban el crecimiento normal, creando presiones anómalas

sobre los huesos y los propios cartílagos de crecimiento.

- Persistencia de las posturas reflejas desinhibidas y las posturas distónicas fijadas completan la gama fisiopatológica y explican la tendencia a reproducir el mismo tipo de alteraciones en la mayoría de los niños.

Todos estos problemas influirán negativamente en la limitación funcional de la marcha.

Las principales deformidades que se encuentran en la PC son:

Raquis:

- Escoliosis, las curvas más graves las vemos en las formas hipotónicas.

- Cifosis, suele asociarse a escoliosis.

- Hiperlordosis compensatoria al flexo de cadera

Cadera:

- Deformidad en aducción, flexión y rotación interna por hipertonía de estos grupos musculares e hipotonía de sus antagonistas.

- Coxa-valga, e incluso subluxación y luxación de cadera.

Rodilla:

- Flexo de rodilla, por hipertonía de los músculos isquiotibiales y triceps sural, o compensatorio al flexo de cadera y al equino del pie.

Pie:

- Pie equino por predominio del triceps sural plantiflexor.

- Pie Equino con Varo del retropié (hipertonía del Tibial posterior).

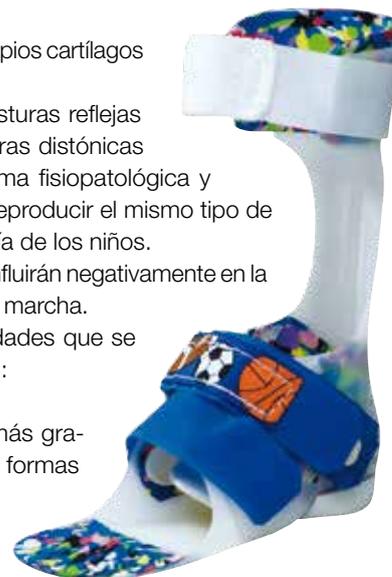
- Equino Valgo (hipertonía de los Peroneos), forma más frecuente.

- Alteraciones en el antepié y garra de dedos por hipertonía flexora.

Es por todas estas deformidades, que un recurso esencial es la utilización de productos de apoyo y dispositivos de ayuda funcional [9]. Uno de los dispositivos de apoyo para la marcha son las ortesis DAFO que son un tipo de ortesis antiequino que llevan en el mercado 30 años, se fabrican en Estados Unidos y llegaron a España hace 6 años. Hasta entonces, en España se utilizaban las ortesis antiequinos denominadas "Rancho de los Amigos" [10].

Resultados

Las ortesis DAFO corresponden a las siglas: dynamic, ankle, foot, orthosis. Los principios fundamentales son asegurar un contacto íntimo con el pie mediante una ortesis delgada y flexible que envuelve el pie dando soporte y estabilización a los arcos del pie, para proveer un mejor control y alineamiento, también se intenta proporcionar el mínimo control posible al paciente para complementar de forma segura las propias habilidades del mismo. Las ortesis DAFO se caracterizan por que existen numerosos modelos de ortesis según la marcha que tenga el paciente y los objetivos que queramos conseguir. Existen modelos desde plantillas para dar soporte a los arcos plantares, ortesis supramaleolares para estabilización del pie en pronaciones importantes, ortesis tibiales y ortesis de estiramiento. Evaluando el patrón



de marcha del niño y el nivel de estabilización que queremos conseguir, elegimos la ortesis adecuada para él.

El paciente tiene que experimentar un óptimo confort y aceptación de la ortesis [11].

Dentro de los beneficios de las ortesis DAFO están [12-18]:

- Corrección del pie y tobillo en la mejor posición funcional que se pueda.
- Proveer el nivel de estabilización apropiado.
- Incrementar las habilidades en bipedestación estática y la marcha.
- Prevenir y/o corregir deformidades del pie.
- Mantener o incrementar el nivel de movimiento articular.
- Diminuir el esfuerzo y la concentración que requieren estos pacientes durante la marcha.

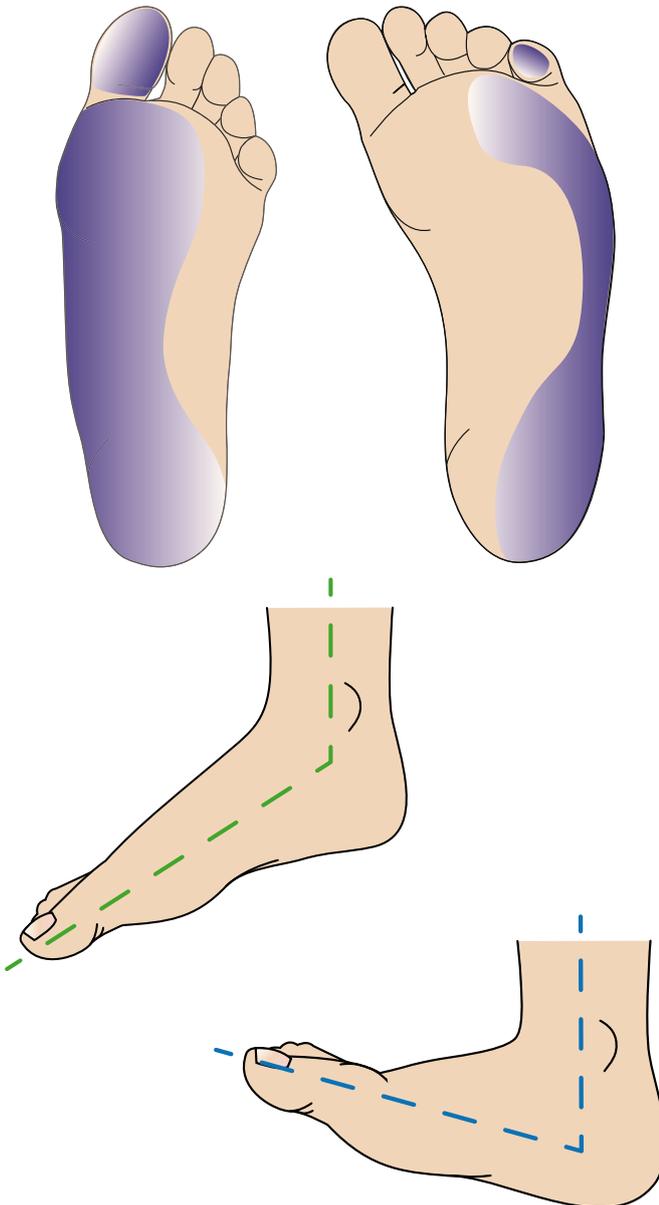
Las ortesis deben ser prescritas por el medico rehabilitador, traumatólogo, neurólogo o pediatra, siendo responsabilidad del técnico ortopédico su confección y/o adaptación. Para completar

el equipo de trabajo, deben conocer su funcionamiento y manejo, el fisioterapeuta, el terapeuta ocupacional, los cuidadores y la misma familia, para que colaboren con el paciente en su manejo y mantenimiento.

La clave del éxito de la prescripción es la elección de la ortesis adecuada para cada paciente [19].

Las ortesis DAFO se clasifican según el patrón de marcha que tiene el paciente. Para ello se utiliza la Guía DAFO para la selección de ortesis en función del patrón de apoyo y alineación del pie.

- 1.- Pronación por bajo tono muscular.
- 2.- Pronación o supinación por alto tono muscular.
- 3.- Inconsistencia en la fase de balanceo.
- 4.- Flexión plantar excesiva.
- 5.- Hiperextensión de la rodilla.
- 6.- Flexión excesiva de las rodillas.
- 7.- Marcha limitada.



The DAFO® Guide to brace selection

CASCADE dafo

Category	MILD	MODERATE	STRONG
Low Tone Pronation	Heel Pad, Heel Pad, Heel Pad, Heel Pad, Heel Pad, Heel Pad		
High Tone Pronation / Supination	Heel Pad, Heel Pad, Heel Pad, Heel Pad, Heel Pad, Heel Pad		
Swing Phase Instability	Heel Pad, Heel Pad, Heel Pad, Heel Pad, Heel Pad, Heel Pad		
Excess Plantar Flexion Toe Walking	Heel Pad, Heel Pad, Heel Pad, Heel Pad, Heel Pad, Heel Pad		
Knee Hyperextension	Heel Pad, Heel Pad, Heel Pad, Heel Pad, Heel Pad, Heel Pad		
Excess Distraction Crouching	Heel Pad, Heel Pad, Heel Pad, Heel Pad, Heel Pad, Heel Pad		
Positioning Limited Ankle Motion	Heel Pad, Heel Pad, Heel Pad, Heel Pad, Heel Pad, Heel Pad		

Helping Kids lead healthier, happier lives

CASCADE dafo

Conclusiones

El uso de las férulas DAFO ayuda a los niños con PC a la deambulación, modificando los parámetros espaciotemporales y mejorando la funcionalidad de la marcha, ayudando a mejorar el equilibrio y la coordinación. También controlando las deformidades y corrigiendo estas. El uso de estas férulas esta muy extendido en España, siendo estas férulas las mas utilizadas por los niños con parálisis cerebral. Hay diferentes copias e imitaciones de DAFOS, pero ninguna de estas tienen la calidad y los materiales que utilizan en la fabricación de la originales fabricadas exclusivamente en Estados Unidos. La ventaja competitiva de los DAFOS y la investigación a lo largo de más de 30 años hace que sean las mejores dentro del mercado de las ortesis antiequino.

Bibliografía

- 1- Camacho-Salas. A , Pallás-Alonso. CR, Cruz-Bértolo. J, Simón-de las Heras. R, Mateos-Beato, F. Parálisis cerebral: concepto y registros de base poblacional. Rev Neurolog 2007; 45 (8): 503-8
- 2- Rosenbaum P, Paneth N, Levinton A, Goldstein M y Bax M. A report: the definition and classification of cerebral palsy. Wasington: UCP Research and educational foundation; 2006; 8-14.
- 3- Surveillance of cerebral palsy in Europe: a collaboration of cerebral palsy surveys and registers. Developmental Medicine & Child Neurology. 2000; 42: 816-24.
- 4- Weitman M. Terapias de rehabilitación en niños con o en riesgo de parálisis cerebral. Revista Médica Electrónica. 2005; 2 (1) 47-51.
Disponible en: <http://www.revistapediatria.cl/vol2num1/8.htm>
- 5- Berger W. Characteristics of locomotor control in children with cerebral palsy. Neuroscience and Biobehavioral Reviews. 1998; 22 (4): 579-82.
- 6- Martínez Aching GT. Evaluación de la marcha a niños entre 5 y 12 años. Magazine kinésico (Internet).
Disponible en:
<http://www.magazinekinesico.com.ar/articulo/112/evaluacion-de-la-marcha-a-ninos-entre-5-a-12-anos-reporte-preliminar>
- 7- Collado S. Análisis de la Marcha Humana con Plataformas influencia en el transporte de cargas. Plataformas dinamométricas. Tesis doctoral. Universidad Complutense de Madrid, 2002.
- 8- Villa Moreno A, Gutiérrez Gutiérrez E, Pérez Moreno JC. Consideraciones para el análisis de la marcha humana. Técnicas de videogrametría, electromiografía y dinamometría. Revista Ingeniería Biomédica. Enero-junio 2008; 2 (3): 16-26.
- 9- Neumann V, Guenbrunner C, Fialka-Moser V, et al. Interdisciplinary team working in physical and rehabilitation medicine. J Rehabil Med 2010; 42: 4-8.
- 10- Viladot R, Cohí O, Clavell S. Ortesis y prótesis del aparato locomotor. Tomo 2.1. Extremidad inferior. Barcelona: Masson; 1991.
- 11- Hylton N. Postural and Funcional Impact of Dynamic AFOs and FOs in a Pediatric Population. JPO 1989; 2 (1): 40.
- 12- Radtka SA, Skinner SR, Dixon DM, Johanson ME. A comparison of gait with solid, dynamic and no ankle-foot orthoses in children with spastic cerebral palsy. Phys Ther. 197; 77 (4): 395-409.
- 13- Naslund A, Sundelin G, Hirschfeld H. Reach performance and postural adjustments during standing in children with severe spastic diplegia using dynamic ankle-foot orthoses. J Rehabil Med 2007; 39: 715-23.
- 14- Sook Park E, Il Park C, Jung Chang H Eun Choi J, Shin Lee D. The effect of hinged ankle-foot orthoses on sit-to-stand transfer in children with spastic cerebral palsy. Arch Phys Med Rehabil. December 2004; 85: 2053-7.
- 15- Morris C. A review of the efficacy of lower limb orthoses used for cerebral palsy. Developmental Medicine & Child Neurology 2002; 44: 205-11.
- 16- Morris C, Bowers R, Ross K, Stevens P, Phillips D. Orthotic Management of cerebral palsy: Recomendations from a consensus conference. Neurorehabilitation. 2011; 28; 37-46.
- 17- Romkes J , Brunner R . Comparison of a dynamic and a hinged ankle-foot orthosis by gait analysis in patients with hemiplegic cerebral palsy. Gait Posture. 2002; 15: 18-24.
- 18- Bjornson K, schmale GA, Adamczyk-Foster A, McLaughlin J. Teh effect of dynamic Ankle foot orthoses on function in children with cerebral palsy. JPO. 2006; 26 (6): 773-6
- 19- Riaño Arroyo MO, Marín Fraile E, Alcaar Rousselet M, Pascual Gómez F. Ortesis de bipedestación y marcha en la lesión medular. Rehabilitación (Madrid). 1998; 32: 437-51.

gMObility

Expertos en movilidad

Si lo desea, puede visitarnos en nuestras delegaciones de Burgos, Barcelona y Málaga

AFIKIM
ELECTRIC VEHICLES



Luggie



TOPRO



HEPRO



Compromiso de calidad y servicio

- Asesoramiento comercial personalizado
- Trabajamos productos de calidad
- Distribuidores oficiales y exclusivos
- Personal altamente cualificado
- Formación técnica y comercial
- Demostraciones de producto
- Amplio stock de artículos y repuestos
- Especialistas en servicio técnico

Más información en www.gmobility.net - info@gmobility.net ☎ 902 090 612



iSen

ANÁLISIS BIOMECÁNICO EN CUESTIÓN DE SEGUNDOS

Herbitas
Productos Herbitas, S.L.

Alcalde José Ridaura, 27-29 (Pol. Ind. El Molí) · 46134 Foios VALENCIA (Spain) · Tnos.: 96 362 79 00* Fax: 96 362 79 05
herbitas@herbitas.com · **TELÉFONO GRATUITO PEDIDOS: 900 71 22 41** · www.herbitas.com
Delegación Sevilla: Antonio Buero Vallejo, 3 · 41009 Sevilla · Tel. 646 06 40 37

Impresión 3D: un mundo de nuevas posibilidades

Itziar Tolosa Iparraguirre

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

Resumen | Abstract

El presente artículo pretende demostrar las nuevas posibilidades que se abren gracias a la revolución industrial en diseño y fabricación digital con la impresión 3D. Para ello, se estudian los procesos de impresión 3D FDM ("Fused Deposition Modelling") de bajo coste y SLS ("Selective Laser Sintering") y sus correspondientes materiales, realizando una comparativa de propiedades mecánicas con materiales convencionales de la ortopedia técnica. Se exponen las ventajas de diseño libre que ofrece la impresión 3D frente a procesos convencionales de fabricación. Así como la necesidad de una normativa para poder establecer las bases del uso de la impresión 3D en el ámbito de la salud.

This article aims to demonstrate the new possibilities that the digital industrial revolution in design and manufacturing with 3D printing offers. To this end, 3D printing processes like low cost FDM ("Fused Deposition Modelling") and SLS ("Selective Laser Sintering") and related materials are studied, making a comparison of mechanical properties with conventional materials in technical orthopedics. Free design advantages offered by 3D printing over conventional manufacturing processes are discussed. Also, the need for legislation to establish the basis of the use of 3D printing in the field of health.

Palabras clave | Key words

Impresión 3D, Diseño, FDM, SLS, propiedades mecánicas.
Key words: 3D printing, Design, FDM, SLS, mechanical properties.

Introducción

Qué es la impresión 3D?

La impresión 3D es el grupo de tecnologías de fabricación que se engloban dentro de la llamada Fabricación Aditiva ("Additive Manufacturing"). Estas tecnologías permiten la fabricación de un

objeto físico a partir de la superposición de capas de material partiendo de un modelo digital tridimensional (archivo CAD - *.STL), dividido en capas ("sliced") [1,2].



Historia

A pesar de que la impresión 3D parece una tecnología reciente, a nivel de investigación comenzó en 1960 y la primera patente apareció en 1986 de la mano de Chuch Hull, cofundador de 3D Systems. Fue hace apenas unos años cuando la euforia de las impresoras 3D alcanzó al público, gracias a Makerbot, una pequeña impresora 3D, económicamente accesible, que favoreció su ingreso en pequeñas empresas y en varios hogares, alentadas por el paso al dominio público de las primeras patentes de la Fabricación Aditiva.

Revolución industrial

Hoy en día, esta tecnología es más relevante que nunca y se le están adjudicando propósitos antes impensados. No solo permite una producción rápida, con reducción de tiempos en recursos humanos, de menor costo y con más detalle, sino que hace posible el diseño de objetos impensables que no son obtenibles mediante métodos de producción tradicionales. La impresión 3D permite algo que a todos nos gusta: ser únicos, exclusivos. Alimenta la creatividad de todos, de tal manera que crea diseños nuevos, individuales, personalizados para cada uno. La posibilidad de diseñar e imprimir in situ, sin necesidad de que los diseños pasen por terceras manos, hace que el trabajo sea totalmente confidencial, manteniendo el valor añadido de cada técnico ortoprotésico.

La digitalización 3D (escaneo 3D) es el punto de inflexión de estos cambios tecnológicos, promete marcar un antes y un

después, dando fin a la producción industrial o servicios tal como la conocemos debido al potencial de disrupción de la cadena de suministro. Estamos ante una nueva revolución industrial, la cual se fundamenta de los siguientes aspectos:

- Colaboración Virtual
- Digitalización 3D
- CAM ("Computed Aided Manufacturing")
- Fabricación Aditiva ("Additive Manufacturing")

Ante esta nueva revolución industrial de fabricación y consumo personal masivo deben ser considerados, entre otros, en las proyecciones económicas a corto, medio y largo plazo para las políticas de fomento productivo, comercio internacional, innovación, propiedad intelectual, así como para los sistemas tributarios, servicios públicos y de seguridad, los siguientes aspectos [3,4]:

- La repercusión en la industria del diseño.
- El desarrollo de software libres ("open source") "ad-hoc" para cubrir la demanda de los hogares y pequeñas empresas.
- El nuevo desafío al sector servicios derivado de una autosuficiencia de los hogares por el internet de las cosas ("Internet of things") y del "delivery" por e-mail a cualquier parte del mundo.
- El surgimiento de una nueva demanda atomizada pero masiva, de materiales básicos para la impresión 3D.
- La necesaria regulación y control de la impresión 3D en el caso de la fabricación biomédica y ortopédica.
- La protección de los derechos de propiedad intelectual e industrial con respecto a desarrollo, invención, patentes y diseño, que sean utilizados en los hogares o empresas pequeñas mediante software "ad-hoc" transmitido o descargado de internet.
- La definición de los tributos -IVA y otros- aplicables a la provisión de programas y diseños para la fabricación doméstica de artículos.
- Los códigos de seguridad por la amenaza del mal uso de la impresión 3D.

Aplicaciones: salud

Las impresoras 3D presagian un mundo totalmente nuevo. Esta revolución se extiende a un ritmo vertiginoso y promete transformar el modelo de producción mundial en áreas muy diversas, como es la salud. Actualmente, se están fabricando en diferentes materiales y tecnologías de Fabricación Aditiva: plantillas [4,5], prótesis de extremidades a medida a muy bajo costo [6-8], fundas cosméticas [9,10], diversas piezas dentales, huesos de cualquier parte del cuerpo (con mejores propiedades que prótesis tradicionales), yesos cómodos y estéticos que permiten recuperaciones más veloces [11,12], en bioimpresoras 3D ya se han impreso con éxito piel, vasos sanguíneos y órganos (aunque estos no se trasplantan aún), etc.

Metodología

Con el fin de demostrar las ilimitadas opciones de diseño que ofrece la impresión 3D para la ortopedia técnica del futuro, en

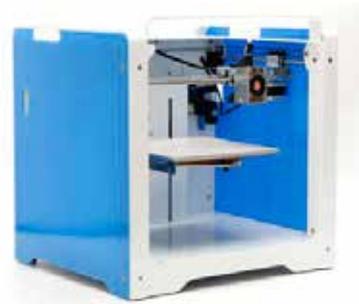
este artículo, se analizan las propiedades mecánicas que ofrecen estos materiales, realizando ensayos mecánicos normalizados para comparar con los materiales tradicionales de la ortopedia técnica. Los ensayos mecánicos que se realizan son: tracción, impacto y dureza (lo que proceda en cada caso, según el material). Para el desarrollo del mismo, se han utilizado las impresoras 3D de diferente tecnología: Tumaaker Voladora V2x2 – FDM ("Fused Deposition Modelling") y EOS modelo 396 SLS ("Selective Laser Sintering").

1.- Procesos de Fabricación Aditiva

1.1.- FDM ("Fused Deposition Modelling") [2]:

Es un sistema de fabricación de modelos, que consiste en la extrusión de un filamento termoplástico a través de una boquilla ("hotend", configurable según el modelo: 3mm/0,5mm o 1,75/0,35mm). Esta boquilla está montada sobre un mecanismo de ejes cartesianos que le permite moverse en el plano (ejes X e Y), depositando una capa fina de material extruido sobre una plataforma que, a su vez, tiene un movimiento en el eje Z (capas comprendidas entre 0.09-0.3mm).

El material se endurece inmediatamente después de salir de la boquilla ("hotend") y se pega directamente a la capa anterior. De esta forma, se ira realizando el modelo capa a capa.



Los materiales que se analizan cubren el abanico desde flexibles a duros y rígidos [1]:

- ABS (Acrilonitrilo Butadieno Estireno): es uno de los termoplásticos más usados en la impresión 3D. Su densidad es de 1,05 g/cm³, no es biodegradable, pero es muy tenaz, duro y rígido, con resistencia química y a la abrasión, pero que sufre con la exposición a rayos UV. Se consiguen acabados superficiales muy buenos y un gran grado de detalle. Es un material muy apropiado para postprocesar: mecanizar, pulir, lijar, limar, agujerear, pintar, pegar, etc. con extrema facilidad. Es soluble en acetona, la cual alisa y pule la superficie. Se deforma a partir de 110°C, al llegar al punto de fusión el ABS desprende gases que en concentraciones altas pueden ser nocivos. Tiende a contraerse ("warping") cuando se enfría y existen problemas de agrietamiento entre capas, perdiendo resistencia mecánica.

- PLA (Ácido Poliláctico): es otro de los filamentos estrella de la impresión 3D junto con el ABS. Su densidad es de entre 1,2-1,4 g/cm³, es biodegradable y normalmente se obtiene de almidón de maíz, por lo que al derretirse huele casi a comida. Está homologado por la FDA, de acuerdo con la Directiva Europea 92/93 EEC, y puede usarse con productos de uso alimentario. La textura de las piezas no queda tan suave como con el ABS, pero sí más brillante y las esquinas más definidas. No resiste

altas temperaturas (se empieza a deformar a partir de 60°C) y el postprocesado de las impresiones (mecanizar, pintar...) es más complicado.

Podemos encontrar, tanto ABS como PLA de todo tipo de colores. Además, existen variedades con propiedades especiales: colores fosforescentes (que brillan en la oscuridad) o fluorescentes (que brillan al exponerlos a luz UV), que cambian de color con la temperatura, conductivos, flexibles y con mayor resistencia (en el caso del PLA), mejor adherencia entre capas (en el caso del ABS), etc.

- PTEG o PET (tereftalato de polietileno, politereftalato de etileno, polietilentereftalato o polietileno tereftalato): su densidad cristalina es de 1,45 g/cm³. Pertenece al grupo de los poliésteres y sus características más relevantes son: ligero, acabado y visualización estético, alta transparencia (aunque admite cargas de colorantes), alta resistencia al desgaste y corrosión, muy buen coeficiente de deslizamiento, buena resistencia química y térmica, muy buena barrera a CO₂, aceptable barrera a O₂ y humedad, y es reciclable. Esta aprobado para su uso para estar en contacto con productos alimenticios.

- Flexibles: TPE (Elastómero Termoplástico) y TPU (Poliuretano Termoplástico) y PLA flexible. Dentro de esta familia de materiales, se estudia el TPE, más conocido como Filaflex y Ninjaflex. Permite crear piezas con una flexibilidad sorprendente y es altamente elástico (aunque este dependa del relleno con el que se quiera imprimir). Tiene buena resistencia a la abrasión. El grado de detalles que se puede conseguir es bueno aunque hay problemas para imprimir piezas muy pequeñas. No está recomendado para uso con alimentos o uso médico.

- Nylon (Poliamida): es quizás uno de los materiales más complejos para la impresión 3D. Es un material que ofrece gran resistencia mecánica, con una gran resistencia a la fatiga, viscoso, muy resistente a la temperatura (empieza a deformarse a partir de 180°C) y con distintas variedades que le aportan flexibilidad, transparencia y otras cualidades. Su principal problema es la falta de adhesión a la plataforma, que causa deformaciones en el modelo además de una contracción ("warping") muy difícil de controlar (más elevado que el del ABS). El grado de definición en los pequeños detalles es menor que en otros materiales, debido al "hairy print".

Debido a la revolución tecnológica y la necesidad de nuevos materiales para nuevos sectores, en los últimos meses, comienzan a desarrollarse nuevos filamentos. Entre ellos, variantes de nylon con control de la contracción, PCTPE (nylon+flexible), TRITAN (más resistente que el nylon) y materiales con fibra de carbono (todavía no se comercializan: ABS+Fibra de carbono, PLA+Fibra de carbono, Nylon+Fibra de carbono y Nylon+Grafeno). Se ha obtenido una muestra de la I+D que está realizando MyMat en Nylon+Fibra de carbono, que será analizado en este artículo.

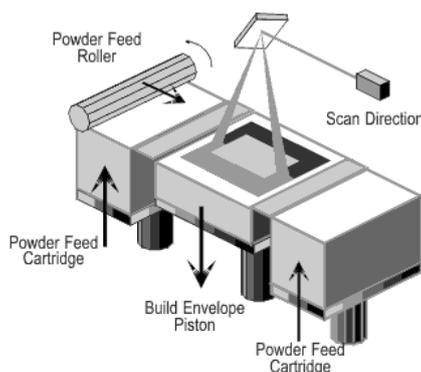
Los parámetros de fabricación utilizados son:

Material	Tª impresión	Tª plataforma	Velocidad (mm/min)	Shell/Top/Bottom (mm)	Espesor capa (mm)
ABS	240	80	30	1,2	0,15
PLA	220	50	30	1,2	0,15
PET	230	50	30	1,2	0,15
NYLON	260	60	40	1,2	0,15
NYLON+FC	260	60	40	1,2	0,15
NINJAFLEX	250	50	30	1,2	0,15

Existen otras 2 grandes familias de materiales que merecen mención, aunque no se vayan a estudiar en este artículo: solubles y porosos. No se ve clara su aplicación directa en la ortopedia técnica.

1.2.- SLS ("Selective Laser Sintering") [2]:

El material base es un polvo de polímero de tipo poliamida (partículas de 50 micras), que es precalentado a una temperatura ligeramente inferior a la de fusión. El rodillo dosifica el material en polvo en capas de 0.08mm y un láser de CO₂, controlado por espejos galvanómetros, escanea la superficie correspondiente a esa capa, donde la incidencia puntual del haz laser provoca un calentamiento superior al de la temperatura de sinterización, de manera que las partículas se sinterizan entre sí. La sintonización tiene lugar cuando la viscosidad del grano disminuye con la temperatura, causando lesiones superficiales que, sin llegar a fusionarse, generan la unión interfacial entre los granos. Cuando ha terminado la sinterización de una capa entera, el rodillo añade una nueva capa de material y se repite el proceso.



El SLS permite crear formas complejas gracias a la acción de soporte que ejerce el polvo no sinterizado (con la gran ventaja que no se utilizan soportes de fabricación). El polvo que no es sinterizado en cada proceso de fabricación, es reutilizado al mantener sus propiedades intactas. La calidad superficial y las propiedades mecánicas que se obtienen son superiores al FDM.

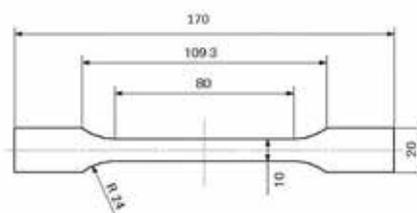
2.- Ensayos a realizar

Para la comparación de las propiedades mecánicas de estos materiales, se realizan los ensayos mecánicos de tracción, impacto y dureza [13].

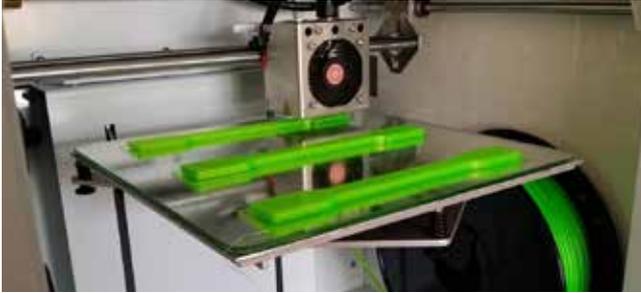
2.1.- Ensayo de tracción

El objetivo del ensayo de tracción es determinar aspectos importantes de la resistencia y alargamiento de los materiales.

El ensayo de tracción se rige bajo las normas UNE 53 023, ASTM D 638, DIN 53455, ISO 527, cubriendo toda la gama de plásticos (termoestables, termoplásticos y plásticos reforzados con fibras). Las probetas empleadas en este estudio son de tipo 1A.



Previo al ensayo, se mide el ancho y espesor de la probeta con un calibre en diferentes puntos a lo largo de su sección para calcular el área de ensayo. A una distancia constante de 1cm dentro de la parte calibrada, se realizan rayas para poder medir posteriormente el alargamiento máximo experimentado.



La probeta es colocada en las mordazas de la máquina de ensayo y se define la velocidad de ensayo en 50mm/min. El ensayo consiste en deformar la probeta por estiramiento uniaxial y registrar dicha deformación frente a la tensión aplicada hasta su rotura. Por cada material a caracterizar se ensaya un juego, compuesto por 3 probetas iguales. La rotura debe darse dentro de la parte calibrada para que el ensayo sea válido. El modelo de máquina utilizado para la realización del ensayo es HOYTOM HM-S.

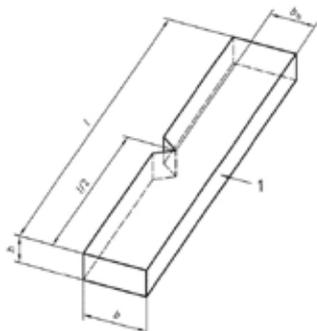
Del ensayo se obtienen la tensión de tracción máxima (R_m), el límite elástico (R_e) y el alargamiento (Δ) - además de otros resultados que no se valoran en este artículo.



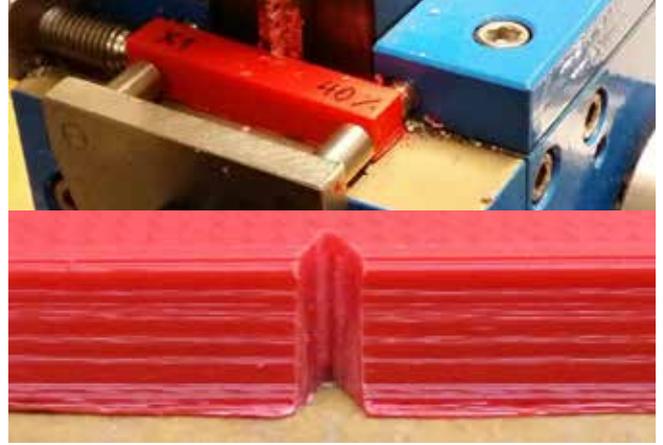
2.2.- Ensayo de impacto

El objetivo de este ensayo es determinar la capacidad de un material para absorber energía (resistir una fractura o rotura) ante un impacto, tenacidad. El ensayo de impacto Charpy se define en el marco de las normas ISO 179-1, ASTM D 6110. Las probetas empleadas en este estudio son de tipo 1:

Longitud l (mm)	80
Anchura b (mm)	10
Espesor h (mm)	4



Previo al ensayo, se realiza una entalla para provocar la fractura por fragilidad en vez de una fractura dúctil. La entalla representa una zona de concentración de tensión que favorece la propagación de las fracturas. La entalla realizada con una brocha-

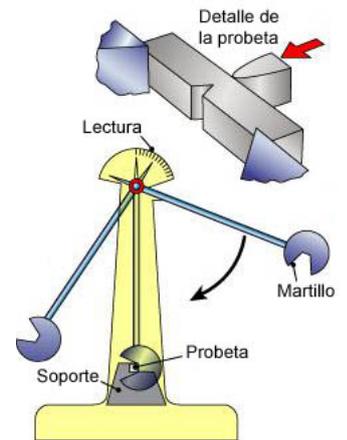


dora tiene una profundidad de 2mm y tiene forma de V siendo su ángulo de 45°.

Durante el ensayo, los extremos de la probeta descansan horizontalmente sobre apoyos de la máquina mientras el péndulo impacta en el punto central, punto opuesto a la entalla realizada, entre los dos apoyos.

La diferencia entre la altura inicial del péndulo (h_0) y la final tras el impacto (h_f) permite medir la energía absorbida en el proceso de fractura de la probeta (hasta 300J). Se ensaya un juego por material, compuesto por 3 probetas. El modelo de máquina utilizado para la realización del ensayo es UMI CH 300-M.

Analizando la energía absorbida y la rotura de la probeta se distinguen dos tipos de materiales: frágil y dúctil.



2.3.- Ensayo de dureza

El objetivo de este ensayo es evaluar la dureza superficial del material midiendo la profundidad que alcanza una punta de forma de cono truncado de 25° de acero normalizada cuando se presiona contra el material. Los ensayos de dureza Shore se rigen dentro del marco de las normativas UNE 53130, ASTM D 2240 y ISO 868. El método Shore A se aplica a plásticos blandos y la presión aplicada por el durómetro es de 12,5 N en Shore A. La superficie de apoyo del durómetro y de la muestra deben ser lisa y de caras paralelas.

3.- Resultados

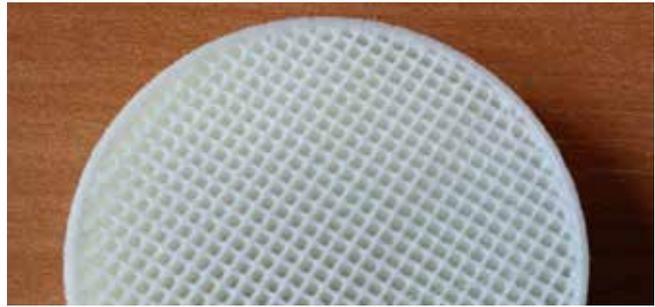
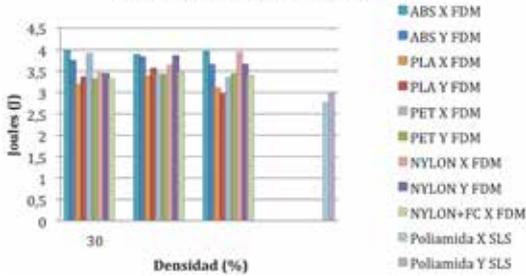
En este apartado, se analizan los resultados de las propiedades mecánicas de los materiales de impresión 3D con materiales convencionales de ortopedia técnica.

Los materiales analizados en impresión 3D son: Smart ABS, PLA, Nylon, Ninjaflex, PET y Nylon+Fibra de Carbono (filamento experimental de MyMat) en FDM y poliamida en SLS. Los materiales de ortopedia técnica utilizados son: EVAs de diferentes durezas (distribuidos por Ortoiberica), polietileno de baja densidad, polietileno de alta densidad, polipropileno copolímero y polipropileno homopolímero (SIMONA, Gama de productos para la tecnología ortopédica - distribuidos por OKM).

A continuación, se exponen los resultados del ensayo de impacto Charpy de FDM y SLS:



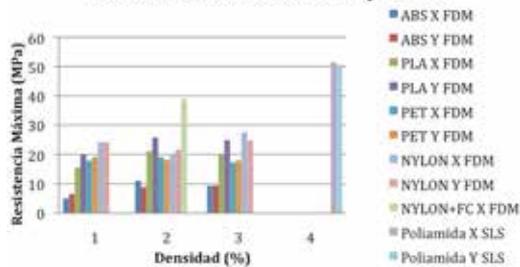
Ensayo impacto Eje X e Y



Seguidos de los resultados del ensayo de tracción de FDM y SLS:

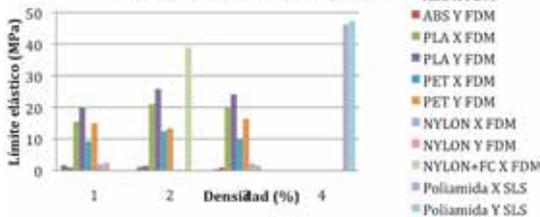


Resistencia máxima Eje X e Y



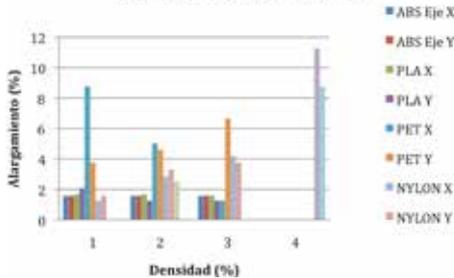
Tras contactar con OKM, se reciben las propiedades mecánicas de los termoplásticos mas comunes de la ortopedia técnica:

Límite elástico Eje X e Y



PROPIEDADES	NORMA	POLIPROPILENOS		POLIETILENOS	
		Copolimero	Homolimero	Alta Densidad	Baja Densidad
Densidad (g/cm ³)	ISO 1183 DIN 53479	0,90-0,91	0,90-0,91	0,94-0,95	0,92-0,93
Resistencia a la tracción (N/mm ²)	ISO 527 DIN 53455	>= 25	>=30	>=20	>=10
Resistencia al alargamiento (%)	ISO 527 DIN 53455	15	8	9	-
Alargamiento a la rotura (%)	ISO 527 DIN 53455	-	70	>700	280-580
Módulo de elasticidad en tensión (N/mm ²)	ISO 527 DIN 53455	900	1400	800	-
Resistencia al impacto (KJ/ mm ²)	ISO 180 DIN 53453	Sin Rotura	Sin Rotura	Sin Rotura	Sin Rotura

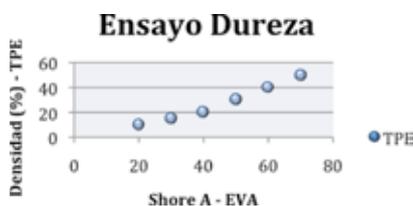
Alargamiento Eje X e Y



Tras los ensayos realizados, se observa que:

- 1.- Todos los materiales analizados, salvo el ABS, tienen propiedades de resistencia a la tracción superiores al polietileno de baja densidad. El PLA, Nylon, Nylon+Fibra de carbono (FDM) y poliamida (SLS) superan la resistencia a la tracción del polietileno de alta densidad. El Nylon (está en el límite), Nylon+Fibra de carbono (FDM) y poliamida (SLS) superan la resistencia a la tracción del polipropileno copolímero. Siendo el Nylon+Fibra de carbono (FDM) y poliamida (SLS), los únicos que superan la resistencia a la tracción del polipropileno homopolímero. Tras las roturas de las probetas se observa que el PLA, Nylon+Fibra de carbono y poliamida son materiales frágiles, siendo su resistencia a la tracción máxima y límite elástico iguales. El resto de los materiales son dúctiles.
- 2.- Todos los alargamientos obtenidos en procesos de fabricación aditiva son inferiores a los materiales de ortopedia, salvo Ninjaflex (TPE) con un alargamiento alrededor del 600%, comparable con polietileno de alta densidad.
- 3.- Los valores de impacto obtenidos son bajos, salvo el Ninjaflex (TPE) que no tiene rotura (igual que los materiales de ortopedia) debido a que es un elastómero termoplástico.
- 4.- En el ensayo de dureza, únicamente, se comparan las muestras de Ninjaflex (TPE) con EVAs, consiguiendo relacionar densidades de impresión 3D con durezas Shore A.

Y resultados del ensayo de dureza de Ninjaflex - FDM comparado con EVAs:



Conclusiones

Tras el análisis de los resultados, se verifica que actualmente existen materiales de impresión 3D aplicables al campo de la ortopedia. Materiales como PLA (baja T° de deformación), Ninjaflex (flexibilidad), Nylon (resistencia a la fatiga), Nylon+Fibra de carbono (resistencia) y Poliamida (resistencia) tienen un gran potencial. En futuros estudios se considera interesante analizar los materiales recién salidos al mercado PCTPE (nylon+flexible) y TRITAN (mayor resistencia que Nylon).

Actualmente, se están estudiando desarrollos de nuevos materiales con fibra de carbono para obtener mayores resistencias a la tracción, impacto y alargamiento. Además de nuevos diseños hasta ahora impensables de ortesis aligerados, transpirables, con cambios de densidad y rigidez, diseños atractivos, coloridos y personalizados...

La inversión que suponen las impresoras 3D de FDM es muchísimo menor que las impresoras 3D de SLS. Las propiedades mecánicas y la rugosidad superficial obtenida son mejores en SLS que en FDM. Pero existe un mayor abanico de materiales en FDM. Comienzan a desarrollarse impresoras 3D de FDM que soportan la impresión de fibra de carbono (UGLE, actualmente tiene 2 impresoras 3D).

Este estudio es el comienzo de un trabajo de I+D+i que está realizando UGLE en el campo de la Fabricación Aditiva aplicado a la ortopedia técnica. Comienza a colaborar en el desarrollo de nuevos materiales para el sector.

Agradecimientos

Este estudio se desarrolla dentro del proyecto "Impulso al CAD-CAM e Impresión 3D en el sector ortoprotésico de Guipúzcoa" del programa "Impulso innovación" del Departamento de Innovación, Desarrollo Rural y Turismo de la Diputación de Guipúzcoa.



Bibliografía

- [1] http://wiki.ikaslab.org/index.php/Main_Page
- [2] <http://www.aserm.net/>
- [3] <http://www.imprimalia3d.com>
- [4] <http://www.sols.com/>
- [5] <http://www.rsprint.be/>
- [6] <http://www.robohand.net/>
- [7] <http://www.notimpossiblelabs.com/#!project-daniel/c1imu>
- [8] <http://enablingthefuture.org/>
- [9] <http://www.3dsystems.com/> (Bespoke Innovations – Scoot Summit)
- [10] <http://es.unyq.com/> (Leg's go - Manuel Boza)
- [11] <http://www.evilldesign.com/cortex> (Cortex - Jake Evill)
- [12] <http://www.dkdesign.biz/index.html> (Osteoid Medical cast - Deniz Karasahin)
- [13] <http://www.aenor.es/aenor/normas/buscadornormas/buscadornormas.asp?modob=S#.VTWVDiHtmko>



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



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



Yes, you can.®



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®

Uso de actuadores lineales eléctricos para combatir la rigidez muscular en personas con movilidad reducida

Adrià Sureda Castañal
Ingeniero Industrial
Regner&Asociados (R&A)

Resumen | Abstract

Actualmente las sillas de ruedas eléctricas equipadas con una amplia gama de actuadores posibilitan la realización de una serie de movimientos que previenen muchos problemas de circulación a los que son propensos los individuos que han sufrido una lesión medular o aquellos de edad avanzada.

Los actuadores lineales eléctricos hacen posible el movimiento, permitiendo adoptar diferentes posturas, lo que se traduce en un aumento del confort y la calidad de vida para las personas que tienen limitadas sus capacidades físicas.

Currently, the electric wheelchair equipped with a wide range of actuators, allows for the realization of different movements in order to prevent many circulation problems for the people who have suffered a spinal injury or due to ageing.

Electric linear actuators make the movement possible resulting in multiple postures, increasing comfort and quality of life for people with limited mobility.

Palabras clave | Key words

Actuador, movimiento, potencia, carga, patología
Actuator, movement, power, load, pathology.

Introducción

Las personas con movilidad reducida (PMR), aquellas que tienen limitada la capacidad de moverse sin ayuda externa ya sea de forma permanente o temporal, experimentan un deterioro notable en su calidad de vida [1].

Úlceras de decúbito, atrofia muscular y deterioro de la circulación venosa son algunas de las consecuencias físicas que pueden derivar de permanecer en la misma postura durante

tiempo prolongado [2]. A raíz de esta situación incluso pueden sucederse patologías psicológicas, dándose a menudo casos de depresiones [3].

Es vital hallar aquellas causas o factores que se puedan corregir, intentando que el individuo pueda realizar el mayor número de movimientos con el fin de alcanzar el mayor bienestar posible. En muchas ocasiones y según la experiencia del personal facultativo, las barreras más difíciles de superar de las personas con movilidad reducida son las mentales. En el momento en que la vida de la persona realiza un cambio, la adaptación a la realidad puede ser dura. Sin embargo, se ha de evitar el sedentarismo, el reposo excesivo y la exclusión social [4].

Metodología

PATOLOGÍAS DE LAS PERSONAS CON MOVILIDAD REDUCIDA
Son múltiples las patologías que pueden presentar aquellas personas que permanecen de forma continuada en la misma posición. Las principales se dividen en dos grupos [5,6]:

Físicas

- Úlceras de decúbito: La presión contra la piel de una misma zona durante tiempos prolongados reduce el riego sanguíneo de dicha zona, pudiéndose formar una úlcera y posteriormente conllevar a la necrosis de los tejidos.
- Debilidad muscular: A nivel del músculo esquelético se produce una degradación proteica y el músculo va quedando atrofiado.
- Osteoporosis: Se trata de una patología que afecta a los huesos y está provocada por la disminución del tejido que lo forma, tanto de las proteínas que constituyen su estructura como de las sales minerales de calcio que contiene. La movilidad muy reducida agrava de forma notable este problema.
- Agravamiento de problemas articulares ya existentes, llegando incluso a anquilosis articular al adoptar posturas fijas.

- Deterioro de la circulación venosa sobre todo en las piernas, con la aparición de varices y tromboflebitis.

Psicológicas

- Temor a las lesiones
- Temor a una dependencia constante
- Depresión

SOLUCIONES INNOVADORAS PARA LA MOVILIDAD

Los actuadores lineales eléctricos, en su extensa gama de diseños y fabricaciones, tienen como objetivo contribuir a la mejora del confort y de la calidad de vida de las personas con movilidad reducida. Estos actuadores ejercen un movimiento lineal, permitiendo así el accionamiento de los elementos reclinables y elevables en las sillas de ruedas eléctricas.



Los actuadores lineales eléctricos hacen posible la elevación del reposapiés, deteniéndolo en la posición que desee el usuario. También regulan la inclinación de la espalda, permitiendo así la basculación a una postura determinada. Además posibilitan un sistema de asiento multiajustable, posicionándola a la altura que mejor convenga. Asimismo hacen posible la elevación total en las sillas de bipedestación, aquellas que facilitan al usuario permanecer en posición erguida.

Todos estos movimientos ciertamente proporcionan un aumento de la comodidad para la persona que tiene limitadas sus capacidades motoras. Pero no sólo se trata de aumentar el confort, sino de algo mucho más importante, mejorar la salud.

BENEFICIO DE LA UTILIZACIÓN DE ACTUADORES ELÉCTRICOS

En efecto, los actuadores como mecanismos mecatrónicos, donde se conjuga la ingeniería mecánica, electrónica, informática y de control, poseen un trasfondo mucho más amplio, que tiene que ver con la forma en que estos dispositivos ayudan a combatir los problemas de salud derivados de la inactividad [7]. El uso de actuadores lineales eléctricos en sillas de ruedas motorizadas posibilita el cambio frecuente de postura y facilita el movimiento de forma autónoma, lo que se traduce en una mayor independencia para el usuario y favorece su actividad social.

Estos movimientos paliar la falta de ejercicio en personas que permanecen en reposo o en inactividad prolongada.

Los actuadores proporcionan un desplazamiento suave y lento, con lo que se consiguen movimientos uniformes y controlados, de manera que el usuario puede llevar a cabo una mini terapia, permitiendo que los músculos y articulaciones no se tensen. Está demostrado que la utilización de estos elementos accionables reduce la tasa de osteoporosis, disminuye la atrofia muscular, combate la rigidez muscular así como reduce el riesgo de desarrollar úlceras por presión [7].

DISEÑO DE UN ACTUADOR LINEAL ELÉCTRICO

Estos dispositivos, frente a otro tipo de accionamientos, presentan prestaciones superiores:

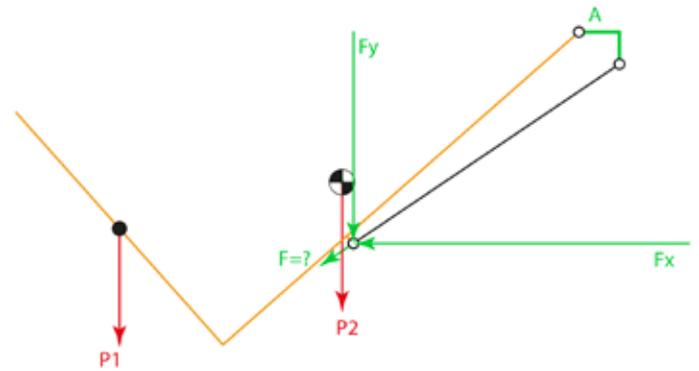
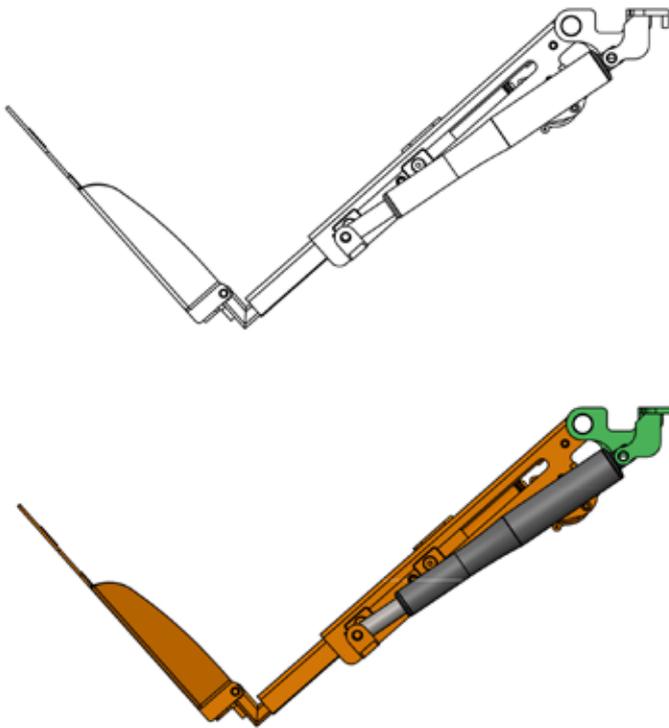
- Precisión de funcionamiento en los movimientos de tracción y compresión
- Precisión de posicionamiento de parada
- La fuerza de empuje y contracción es constante e igual en ambos sentidos
- Consumo energético sólo durante el movimiento
- Menor nivel de decibelios durante su funcionamiento



Los ingenieros industriales que conciben este tipo de dispositivos han de calcular la carga que ha de desplazar el mecanismo, estimar la velocidad adecuada, diseñar el motor óptimo para tal efecto y escoger los materiales para garantizar el mejor rendimiento. Se ha de observar que estos accionamientos han de garantizar una vida útil de 25.000 ciclos de funcionamiento.

El rango de fuerza del dispositivo es una de las principales características de todo actuador. Siempre se ha de llevar a cabo un estudio de fuerzas para determinar cuál sería el caso más desfavorable al aplicar una carga, es decir, la resistencia que tendría que vencer el dispositivo teniendo en cuenta tanto el peso de la persona a desplazar como el propio mecanismo.





Conclusiones

En los últimos años las sillas de ruedas eléctricas están sufriendo una gran transformación permitiendo a sus usuarios mayor capacidad para desplazarse de forma autónoma, con una fácil maniobrabilidad y un mejor posicionamiento.

Los fabricantes de soluciones y mecanismos para sillas de ruedas tienen como reto explorar y mejorar las posibilidades de estos dispositivos mediante la investigación y el desarrollo tecnológico. Los actuadores lineales eléctricos son apreciados por su elevada precisión y su gran potencia junto a un diseño muy compacto lo que facilita su integración en cualquier parte de la silla de ruedas. Asimismo estos dispositivos se están incorporando en otros segmentos de mercado, haciendo la vida más fácil tanto en el ámbito laboral como en el privado. Los actuadores se utilizan ya en gran parte del mobiliario geriátrico, en máquinas para llevar a cabo ejercicios de fisioterapia, en sillones de odontología y en una gran variedad de aplicaciones que tienen como objetivo último mejorar la calidad de vida de las personas [8].

Ciertamente la incursión de la ingeniería mecatrónica en las ciencias de la salud y la medicina está contribuyendo de forma notable a mejorar de forma sistemática y conjunta las dificultades que surgen en esta rama de la ciencia.

Bibliografía

- [1] BERGSTROM N, BRADEN B. A prospective study score risk among elderly. JAGS 1992; 40: 747-58.
- [2] MAROTTOLI R, BERKMANN L F. Decline in physical function following hip fracture. JAGS 1992; 40: 861-66.
- [3] SILLIMAN R. The social and functional consequences of stroke for elderly patients. Stroke 1987; 18: 200-3.
- [4] HARPER C M, LYLES Y. Physiology and complications of bed rest. JAGS 1988; 36: 1047-54.
- [5] KISTLER J P, ROPPER A A, MARTIN J B. Enfermedades cerebrovasculares. En: HARRISON, ed. Principios de Medicina Interna. 13ª Ed. Editorial Interamericana. Madrid. McGraw-Hill; 1994; Vol. II: 2570-71.
- [6] GAUDET M, TAVERNIER B, MOUREY F, et al. Le syndrome de regression psychomotrice du viellad. Méd Hygiène 1986; 44: 1332-6.
- [7] JOUIN M, GAVILLOT C. Les vehicules pour handicaps physiques. En: ANDRÉ J M, PAQUIN J M, XÉNARD J. Ed. Appareillage des handicapés moteurs. Institut Régional de Réadaptation. 7ª ed. Nancy; 2004. P. 217-18.
- [8] JOSEPH D BRONZINO. Biomedical Engineering Handbook. CRC Press. 2000.



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



J. GUZMAN

AJUDES TÈCNIQUES I ORTOPÈDIA S.L.

Visite nuestra tienda online: www.ortopediaguzman.com

Sillas de ruedas
Taller propio
Vida diaria

Ayudas movilidad
Camas
Ortopedia Técnica

Material antiescaras
Grúas
Asientos y respaldos especiales

Rehabilitación
Material de baño
Alquiler



ASESORAMIENTO SOBRE:

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

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



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

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

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