

Ortésica

D. Brams*

Nuevos aspectos y guía de indicaciones para órtesis de tobillo-pie con articulaciones flexibles

New Aspects and Indication Guide for Ankle-Foot-Orthoses with Flexure Joints

*Editado por Heinz Trebbin y Wieland Kaphingst

Las posibilidades de aplicación de las articulaciones flexibles, especialmente en el ámbito de aplicación de las órtesis transtibiales, son comunes y versátiles. Esto supone, no obstante, que las cuestiones como la indicación fisiopatológica, el posicionamiento de articulación biomecánica y las diversas variantes funcionales de ejecución han sido identificadas y solucionadas en cada caso concreto.

La corrección o estabilización de la articulación de tobillo en el plano frontal, la limitación del rango de movimiento articular en el plano sagital o la asistencia al movimiento articular son requisitos diferentes y exigen soluciones técnicas distintas. Esto significa que aquí juegan un papel importante no solo criterios como la selección de componentes, el corte y la conformación, la rigidez o fenestración selectivas, sino también la elección de material a la hora de lograr las propiedades deseadas.

Palabras clave:

Articulación flexible, eje de articulación de tobillo, (tecnología) pre-preg, guía de indicaciones, Tamarack, órtesis tobillo-pie

Flexure Joints have many common, versatile uses, especially for AFOs. This assumes, however, that issues such as pathophysiological indication, biomechanical joint positioning and the various functional variants have been identified and clarified for the specific case. Correction and stabilisation of the talus joint in the frontal plane, limiting joint range of motion in the sagittal plane or supporting joint motion are different requirements and require different technical solutions. This means that not only criteria such as component selection, trimming

and shaping, targeted stiffening or selective windowing, but also the choice of materials play a crucial role in achieving the desired properties.

Key words:

Flexure Joint, ankle joint axis, pre-preg (technology), indication guide, Tamarack, ankle-foot orthosis

Definición de «articulación flexible»

Una articulación flexible es una articulación de material sintético policéntrica que fue desarrollada hace casi 20 años por el técnico ortopedista americano Marty Carlson. Desde entonces se ha venido perfeccionando continuamente.

Las actuales articulaciones flexibles (Tamarack) combinan propiedades de construcción y material, como la resistencia a la extensión de un cable de fibra, con la flexibilidad de un elemento de flexión cilíndrico corto y están disponibles en numerosas variantes funcionales. Una articulación compuesta de PU de este tipo puede tener según la versión, encaje y utilización de elementos adicionales tanto propiedades limitadoras del movimiento y de movimiento libre como también propiedades de asistencia al movimiento.

Variantes de ortetización

Para poder encontrar una elección de articulación adecuada debe definirse el requisito funcional. Mientras que en el caso de un pie valgo pronunciado es generalmente suficiente una articulación de movimiento libre en el plano sagital para corregir la postura incorrecta de un modo efectivo, surge en el caso del pie valgo corregible la cuestión del diseño de articulación o llegado el caso del diseño de tope adecuados.

En la mayoría de casos se prefiere la función de asistencia dorsal dinámica al tope plantar estático. De este modo se consigue la bajada excéntrica del antepié después del contacto inicial del talón, lo que garantiza un movimiento de articulación prácticamente fisiológico sin puntas de carga.

El criterio de exclusión para ello es una debilidad del cuádriceps, ya que mediante la función de asistencia dorsal sin tope dorsal se genera un par de giro con flexión de rodilla durante la fase de apoyo.

El par de extensión dorsal necesario de la articulación flexible con función de asistencia dorsal se determina mediante la elección de entre tres grados de dureza o rigidez ofrecidos por tamaño. Para la elección del tamaño de la articulación, el fabricante ofrece una ayuda de orientación basada en el tamaño del zapato.

La valoración del momento de extensión correcto depende a menudo de los parámetros que solo aparecen al andar y que no son necesariamente predecibles mediante la medición. En caso de duda, la intervención de fuerza puede adaptarse a las necesidades del paciente mediante una sencilla sustitución de la articulación, también durante la prueba dinámica. Además, se dispone también de un alojamiento para la articulación de ajuste continuo o un alojamiento para la articulación con dos posiciones de selección predefinidas que permiten realizar ajustes precisos.

La guía de indicación de nuevo desarrollo del fabricante Tamarack [1] ofrece una perspectiva de las distintas variantes de órtesis y posibles configuraciones de articulación con las indicaciones o contraindicaciones correspondientes. Esta puede utilizarse como una ayuda útil para planificar la ortetización.

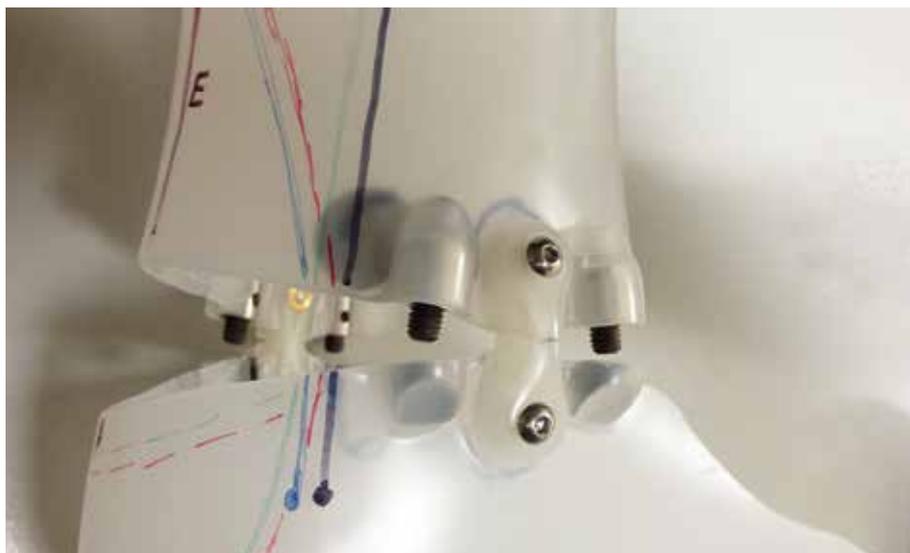


Fig. 1 Órtesis de prueba (PP). Vista de tope plantar ajustable por ensayar (lado de la articulación detrás) y tope dorsal (lado de la articulación delante) desde plano medial.

Fig. 2 Órtesis de prueba (PP). Vista de articulación y de tope desde plano medial (lado interno de la órtesis)

Al igual que con todos los componentes técnicos ortopédicos, en la prototización con articulaciones flexibles también existen límites en lo factible y desafíos en cuanto al perfeccionamiento.

Actualmente el fabricante trabaja en el desarrollo de un tope plantar y dorsal de ajuste preciso que permitirá opciones adicionales de ortetización. Se presentarán previsiblemente en verano de 2015.

Las figuras 1 y 2 muestran las órtesis de prueba. Los tornillos de ajuste son accesibles desde arriba con la llave Allen. Las superficies de tope integradas en la parte del pie de la órtesis se componen de un nylon resistente al desgaste, mientras que los toques enroscados regulables se alojan en un cilindro de acero inoxidable. De modo ideal, la superficie completa de articulación y tope en la parte interior se cubre con un parche ShearBan para evitar el posible contacto de asperezas con el cuerpo o la ropa. Las señales marcadas a color en las figuras 1 y 2 sirven como ayuda en el proceso de diseño.

Los toques ajustables representados están diseñados como toques plantares debido a las fuerzas que han de absorber.

Era de suponer y así ha sido confirmado por las máquinas de ensayo que las órtesis PP no pueden absorber las cargas en los toques dorsales, especialmente en la carcasa tibial de propileno abierta delante, sin que se provoque deformación. Por tanto, un tope dorsal regulable solo puede construirse como

elemento con carga de tracción. Los prototipos de este tipo están actualmente en la máquina de ensayo.

Con las articulaciones flexibles no es posible un efecto de resorte efectivo y al mismo tiempo ajustable de manera diferente tanto en la flexión plantar como también en la extensión dorsal. En caso de encaje inadecuado de la articulación puede producirse una inestabilidad mecánica de la articulación en la dirección a-p. Lo mismo podemos decir en cuanto a la torsión alrededor del eje longitudinal de la pierna en las mismas condiciones. Aquí debe prestarse atención a la unión por forma y al corte libre mínimo de la articulación.

La órtesis clásica de tibia-pie con articulaciones flexibles de polipropileno en forma de media carcasa llega a sus límites especialmente en caso de una situación de salida hipertónica (p. ej. con PCI): por un lado a menudo no puede garantizarse una corrección consecuente de las malas posiciones del pie y por otro lado no basta con la propia rigidez de la órtesis según el perfil de exigencia a causa de la rigidez no disponible mediante tablillas de articulación. Los refuerzos y perfiles en la pared de la órtesis tampoco logran ser de ayuda en todos los casos. Por eso la utilización de materiales compuestos de fibras, en especial con la tecnología pre-preg (fig. 3), son de ayuda para aumentar claramente la resistencia a la torsión. La exigencia de rigidez a la torsión de la órtesis no solo se obtiene del peso del cuerpo y el grado de actividad del paciente,

sino también a menudo de la necesidad de contrarrestar intensamente posibles posiciones incorrectas rotacionales.

Mediante la utilización de encajes de pie cerrados circularmente (fig. 3, 4) puede alcanzarse la posición del retropié en caso de distribución óptima de la presión y una corrección tridimensional de la posición incorrecta del pie. Para la implementación técnica es útil el uso de maniqués de corcho o similares, para conseguir un movimiento sin trabas entre la parte de la tibia y el encaje del pie, así como espacio libre para los cierres intermedios (fig. 5, 6).

Mediante la combinación de articulaciones flexibles con tecnología pre-preg hoy en día es posible realizar órtesis resistentes y altamente funcionales con un peso extremadamente bajo.

Además ahora existe la posibilidad de construir áreas flexibles y rígidas en función de las necesidades, es decir, para permitir el contacto en la zona tibial usando Dyneema o una determinada recuperación de energía al despejar los dedos.

Posicionamiento de la articulación

Para el posicionamiento de las articulaciones de tobillo mecánicas existen enfoques muy diferentes a nivel mundial: mientras que, por ejemplo, en los



Fig. 3 Órtesis tibial de pre-preg con parte de pie de PP.



Fig. 4 AFO con parte de pie cerrada y tope plantar de PP.



Fig. 5 Vista frontal de la zona medial.



Fig. 6 Vista dorsal.

EE.UU. la disposición de la articulación se rige sobre todo por la evolución anatómica del eje de la articulación talocrural, en Europa se opta por la paralelidad respecto del eje de articulación de rodilla o respecto al borde de rodadura del pulpejo en relación a la direc-

ción de movimiento, es decir, se logra efectivamente un centro de rotación de compromiso.

La correlación del movimiento de la articulación de tobillo superior e inferior, como la que se produce en el desarrollo fisiológico de la marcha, se ha eli-

minado parcialmente en la órtesis, ya que la movilidad de la articulación de tobillo inferior se restringe considerablemente por la parte del pie en cuanto al diseño, pero también en el sentido de la corrección del pie (posición incorrecta varo/valgo).

También cuando en los tratamientos ortéticos se trata de evitar incongruencias entre la articulación anatómica y la mecánica, ello debe tenerse siempre en cuenta con el objetivo de ortetización y un desarrollo de movimiento funcional.

Las investigaciones sobre preparados por parte de Isman e Inman (1969) [2] e Inman (1976) [3] han mostrado, como puede verse en la figura 7, el siguiente desarrollo del eje de articulación de tobillo superior y sus desviaciones respecto al plano frontal o transversal: las mediciones han dado una inclinación media del eje de articulación de tobillo superior en el plano frontal de 10° y en el plano transversal de 6°. Llamamos la atención aquí las grandes desviaciones estándar que se deben a diferencias interindividuales. Además Lundberg et al. (1989) [4] confirmaron los resultados de Hicks (1953) [5], según los cuales el eje de articulación de tobillo superior modifica su orientación en el plano frontal, dependiendo de la extensión dorsal o la flexión plantar.

Debido a los diferentes conceptos con respecto a ejes de rotación rígidos o cambiantes de la articulación de tobillo superior, a las posibles desviaciones en la identificación y el posicionamiento de la misma y también debido a la variabilidad interindividual del eje de articulación de tobillo real, la función de las articulaciones flexibles (policéntricas) resulta ventajosa en muchos casos. Los efectos de cizallamiento en la articulación, como los que se observan en la orientación de eje colineal insuficiente de articulaciones monocéntricas, se compensan parcialmente mediante la flexibilidad del material de poliuretano utilizado.

Conclusión

En el presente estudio no se han podido aclarar todas las cuestiones de forma exhaustiva ni se han podido representar todas las variantes de ortetización y su proceso de desarrollo. Sin embargo, debe quedar claro que es posible a través del uso selectivo de nuevos ele-

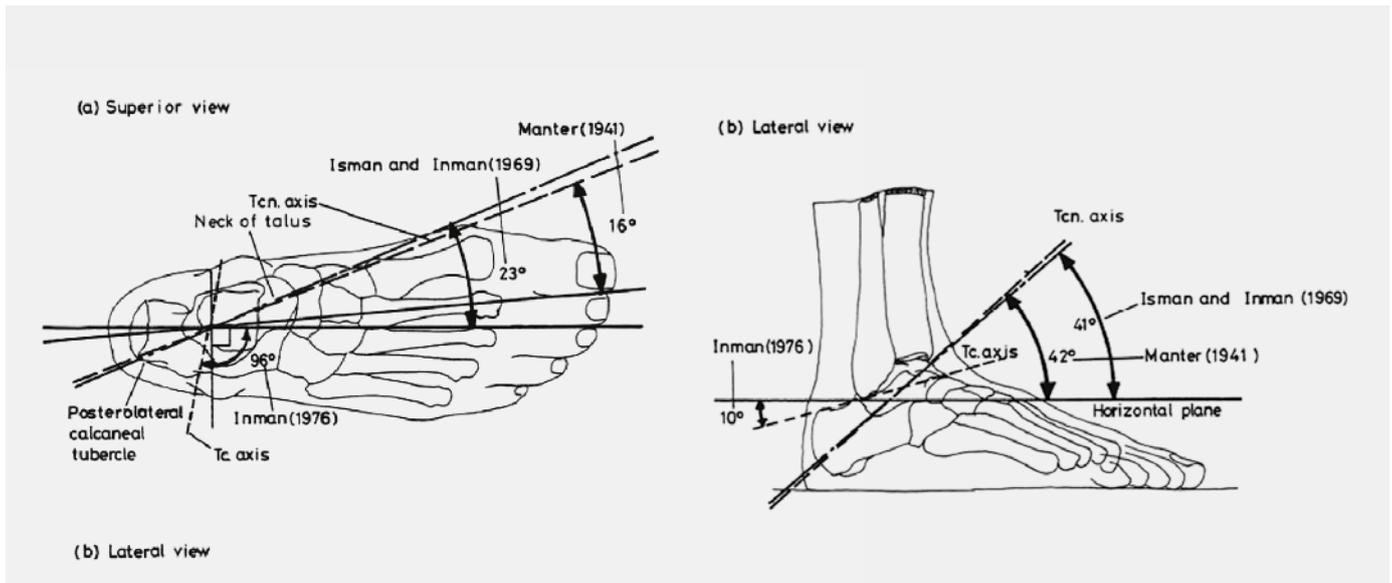


Fig. 7 Representación de la orientación de los ejes de la articulación de tobillo superior y de tobillo inferior según diversos autores [6].

mentos de construcción en combinación con medios y métodos conocidos, perfeccionar las ortetizaciones funcionalmente y encontrar las soluciones correspondientes a las exigencias individuales.

Autor:

Daniel Brams
 Maestro mecánico ortopédico
 Empresa Drescher+Lung
 In der Eich 4b
 87435 Kempten

Aportación revisada / reviewed paper

Bibliografía:

- [1] Tamarack FlexGelenk. Indikationshilfe. Eine klinische Referenz für die Anfertigung von Unterschenkel-Fußorthesen. Tamarack Habilitation Technologies Inc., 2013. <http://www.beckerortho.com/Catalog/TamarackProductPages/TFJ%20Indikationshilfe.pdf> (Abruf am 02.02.2015)
- [2] Isman RE, Inman VT. Anthropometric Studies of the Human Foot and Ankle. Bull Prosthet Res, 1969; 10/11: 97-129
- [3] Inman VT. The Joints of the Ankle. Baltimore: Williams & Wilkins, 1976
- [4] Lundberg A, et al. The axis of rotation of the ankle joint. J Bone Joint Surg Br, 1989; 71 (1): 94-99
- [5] Hicks JH. The mechanics of the foot. I. The joints. J Anat, 1953; 87 (4): 345-357
- [6] Procter P, Paul JP. Ankle joint biomechanics. Journal of Biomechanics, 1982; 15 (9): 627-634