

Encaje

El Pohlig-Bionic-Socket-System (PBSS) (fig. 1) es un concepto totalmente novedoso en el ámbito de la tecnología de encajes protésicos. En este nuevo desarrollo se han cuestionado los modos tradicionales de moldeado de los encajes, se han explorado necesidades específicas de los usuarios y se ha desarrollado un método avanzado de diseño de los encajes. Partiendo de la máxima de que, como vínculo de unión directo entre el usuario y la prótesis, el encaje protésico constituye el componente más importante de una prótesis, un equipo formado por expertos protésicos ha definido con el PBSS nuevos planteamientos para determinar el diseño del encaje y para concebirlo de forma individualizada. Mientras que algunas consideraciones aún se encuentran en la fase conceptual, ya ha sido posible probar los primeros enfoques de innovaciones fundamentales en el ámbito de la protetización transfemoral en aproximadamente 80 protetizaciones efectuadas.

Palabras clave: sistema de encaje biónico, prótesis transfemoral, encaje de silicona HTV, escaneo 3-D, estabilizadores de muñón PBSS, PBSS-Air Port-System, puntos de acupresión, elemento Pohlitherm

The Pohlig Bionic Socket System (PBSS) (Fig. 1) is a newly developed concept in modern prosthetic socket technology. Conventional methods of socket formation were reassessed, user-specific needs were determined, and newer methods of socket design were developed.

Based on the premise that the prosthetic socket – the direct link between the user and the prosthesis – is the most important component of a prosthesis, a team of experienced prosthetists

M. Schäfer, K. Pohlig

El Pohlig-Bionic-Socket-System (PBSS)

Nuevas perspectivas en la protetización tras amputación transfemoral

The Pohlig Bionic Socket System (PBSS)

New perspectives for prosthetic fittings after transfemoral amputation

defined new approaches for determining socket design and customised socket fabrication. While some ideas are still in the concept phase, the first approaches for major innovations in transfemoral prostheses have already been tested in approx. 75 prosthetic fittings.

Key words: bionic socket system, above knee prosthesis, HTV-silicone-socket, 3-D-Scan, PBSS-Stabilizers, PBSSAir, Portsystem, Acuclosure-spots, Pohlitherm-element

Introducción

Ya los padres de la técnica ortopédica y todas las generaciones siguientes trabajaron intensamente por optimizar los encajes protésicos con el objetivo de permitir a las personas afectadas superar las diferentes situaciones diarias mejor, sin dolores y con mayor comodidad. En la protetización tras una amputación transfemoral, el isquion desempeña un papel decisivo que queda patente en las técnicas de integración. Los encajes con una sección transversal ovalada y cuadrilateral, ya obsoletos y cuyo uso aún está muy extendido a pesar de las técnicas de integración anticuadas, se centran, con su asiento apoyado en la tuberosidad isquiática, en el hueso pélvico distalmente muy estrecho. Hasta un 80% del peso corporal se transfiere o absorbe de forma puntual durante la fase de apoyo.

Como resultado, la línea de carga (el centro de gravedad superficial) se encuentra en el plano frontal, a lo largo del eje medio-lateral del encaje, a una distancia del 40% hacia el lado medial y del 60% hacia el lateral. Puesto que la tuberosidad isquiática está situada anatómicamente en posición muy medial y, desgraciadamente, también dorsal respecto a la línea de carga, los usuarios



Fig. 1 El Pohlig-Bionic-Socket-System.

de prótesis con estas formas de encaje están predestinados a sufrir problemas estáticos. En la absorción de la carga se genera un determinado par. En el plano sagital, la pelvis gira hacia la parte inferior delantera. El ángulo de inclinación de la pelvis aumenta [1]. En el plano frontal, la pelvis se inclina hacia el lado sano. El encaje protésico „cambia“ a la posición lateral.

El principio de absorción de carga vertical en la forma del asiento de la tuberosidad cambió radicalmente en 1983 cuando John Sabolich, originario de Oklahoma, presentó la denominada técnica CAT-CAM (Contoured Adducted Trochanteric-Controlled Alignment Method) [2]. Sus encajes protésicos carecían tanto de un asiento para la tuberosidad isquiática como de la almohadilla ventral a la altura del triángulo femoral, necesaria en los encajes utilizados hasta entonces para asegurar la posición de la tuberosidad isquiática sobre el asiento.

Sin embargo, el encaje de contención isquiática se impuso muy lentamente en la técnica ortopédica puesto que la adaptación resulta técnicamente com-

plicada y únicamente es posible con una elevada inversión personal y material. La base para una protetización de éxito en pacientes con amputaciones transfemorales con encajes protésicos de contención isquiática está formada por una toma de modelo extremadamente precisa del muñón del muslo y una técnica de modelado sistemática y adaptada específicamente a los criterios del encaje ovo-longitudinal [2].

La nomenclatura ha cambiado con el paso del tiempo. El eje CAT-CAM pasó a denominarse encaje IC (encaje de contención isquiática). A este se sumaron nuevas variantes y principios de integración modificados como, por ejemplo, el diseño envolvente de la rama de la técnica de encaje M.A.S. (Marlo Anatomical Socket). Marlo Ortiz integró en 2002 en su técnica M.A.S. componentes del sistema de encaje cuadrilateral. Escribe a este respecto: „En 1999, uno de mis pacientes insistió en una terminación posterior del encaje extremadamente baja para mejorar el aspecto del glúteo. Para sorpresa de todos, esto nos permitió descubrir que resulta mucho más sencillo abarcar por completo la tuberosidad isquiática y parte de la rama púbica, ya que en este tipo de encaje no se produce un apoyo o una contención del glúteo. Con el fin de lograr un mejor control rotacional, la zona frontal del encaje se modificó de modo que se asemeja a la clásica forma cuadrilateral. La pared anterior se rebajó radicalmente para permitir el movimiento completo activo y pasivo de la cadera“. [4]

Son en especial las usuarias de prótesis las que más estiman el diseño discreto y ajustado del borde del encaje que deja libre el glúteo.

Sin embargo, su reducción máxima dificulta la fabricación del encaje. Independientemente de la reducción de las superficies de absorción de la carga y de las sobrecargas resultantes de las partes del muñón integradas, un diseño demasiado bajo de los bordes del encaje puede conducir al fallo del sistema [4].

El borde del encaje transcurre mucho más bajo en caso de utilizar el diseño Milwaukee. Según los autores, este método prescinde por completo de los componentes laterales del trocánter mayor de la pared del encaje, así como de la delimitación rígida de la rama. Por el contrario, una estabilidad suficiente al caminar se debe fundamentalmente a un „bloqueo muscular“. Al mismo

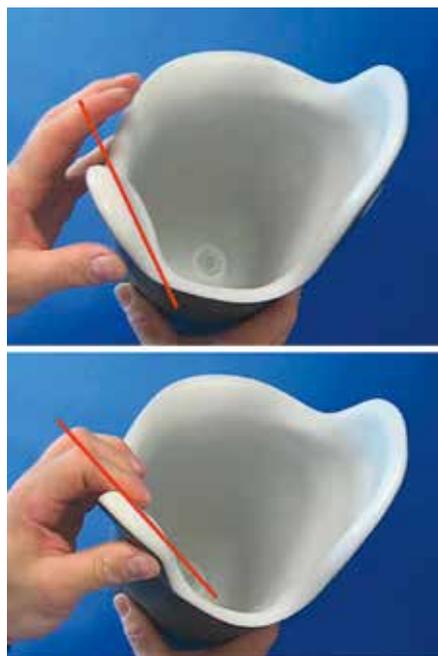


Fig. 2 Sujeción adaptativa de la rama en el encaje PBSS con apoyo giratorio.

tiempo, el fémur distal gana estabilidad en este encaje por medio de una estructura de apoyo posterolateral en L [5].

Randall Alley encontró nuevas vías en 2011 con la creación del módulo de interfaz HiFi y del encaje de compresión transfemoral.

Incorporó así el nuevo concepto de la oseopercepción, midió la capacidad de compresión de los tejidos blandos y aseguró la musculatura de la zona guía del muñón por medio de cuatro fuertes soportes longitudinales al fémur dispuestos en un ángulo de 90° entre sí [7]. Al realizar la impresión en yeso, tanto el posicionamiento como también la fuerza de compresión de estas zonas se producen con un dispositivo estandarizado („imager“) cuyos soportes metálicos se llevan en horizontal al muñón. Según Alley, con este método es posible en muchos casos renunciar a integrar la pelvis (tuberosidad isquiática) en el encaje protésico. El encaje de estabilización HiFi de compresión parcial pone en práctica una idea sin lugar a dudas innovadora. Queda, no obstante, por saber si la técnica puede satisfacer las exigencias europeas. A pesar de todas las variantes, el apoyo hidrostático para la transferencia eficaz de la fuerza continúa siendo un estándar tanto como un bloqueo óseo. Obviamente también puede ocurrir que un muñón de muslo largo y musculoso pueda compensar al caminar, gracias a la capaci-

dad de contracción de la musculatura, el apoyo medial estabilizador en el extremo proximal del encaje. ¿Qué ocurre sin embargo en el caso de muñones de muslo menos musculosos, con tejido conectivo muy blando o incluso cortos? No es posible eliminar la biomecánica del caminar ni el vector de fuerza con ella relacionada, formado en la fase de apoyo al transferir el centro de gravedad del cuerpo a través de la pierna protésica. A menudo, en los tipos de muñones descritos anteriormente la musculatura ya no es capaz de conseguir esta estabilización, por lo que no debe cuestionarse la función estabilizadora y de centrado de la sujeción medial del isquion o de la rama.

Es eficaz y, situada en la posición correcta, es capaz de asegurar con efectividad la estabilidad mediolateral deseada, evitando así un cambio de postura del encaje protésico durante la fase de apoyo.

En este caso ha probado su eficacia un apoyo giratorio de la sujeción medial que, incorporado en un encaje de contacto de silicona HTV, permite un comportamiento adaptativo en diferentes situaciones de carga (fig. 2).

Sin embargo, tanto el registro de la forma como la fabricación del encaje protésico inicial continúan representando factores extremos de incertidumbre. El resultado de la protetización, aún aplicando las mismas rutinas, difiere excesivamente de técnico ortopédico a técnico ortopédico. Tampoco parece ser posible realizar una reproducción del encaje de forma y volumen exactos.

Además, la calidad de la impresión de yeso está tan influenciada por la pericia manual del técnico como por la técnica de envoltura utilizada, el apriete de la venda de yeso y, debido a la sujeción del moldeado, por la forma de las zonas guía. Los técnicos ortopédicos manipulan de las maneras más diversas los tejidos blandos, lo que provoca desplazamientos imprecisos y difíciles de controlar.

Al iniciar nuevas formas de protetización, además del diseño del encaje protésico también deben considerarse los deseos y las necesidades de los usuarios. Por este motivo, antes de comenzar el desarrollo de la tecnología PBSS se llevó a cabo una encuesta entre los pacientes sobre el tema „Dolor fantasma, dolor del muñón, deseos y necesidades“ en la que tomaron parte 120



Fig. 3



Fig. 4

Fig. 3 Registro de la forma mediante escáner basado en vídeo.

Fig. 4 Cinta métrica para muñón PBSS con tensión previa definida mediante resorte de presión de gas.

usuarios. En la valoración pudieron incluirse 87 cuestionarios debidamente cumplimentados. Junto a los diferentes métodos para el tratamiento con éxito del dolor fantasma, también se expusieron diversos problemas del día a día ocasionados, claramente, por el diseño y la construcción del encaje protésico.

Como puntos críticos fundamentales pudieron determinarse los siguientes casos reiterados:

- Falta de confort durante la sedestación

- Pérdida de la adherencia óptima tras un uso prolongado de la prótesis
- Heridas por fricción en el caso de muñones cortos y de muñones cubiertos con injerto de malla
- Opresión de los músculos
- Aumento de la sensación de frío debido al sudor frío
- Transpiración y acumulación de aire tras un uso prolongado de la prótesis
- Falta de confort en la zona medio-proximal del encaje

Por último, la mayor parte de las propuestas de mejora expuestas de forma

complementaria hacían referencia a la estructura y al material utilizado en la construcción del encaje. La capacidad de adaptación a las situaciones cotidianas debe destacarse tanto como el deseo de una regulación térmica en función de la temperatura en el encaje protésico.

Diferentes usuarios revelaron haber superado con éxito el dolor fantasma con acupuntura o acupresión, y otros por su parte mediante aplicaciones de calor-frío.

Todos los usuarios coincidieron en la valoración y la importancia de la comodidad en la sedestación. La posición de sedestación a nivel, como la dada con el encaje M.A.S., fue descrita por todos los usuarios como un gran enriquecimiento y requisito imprescindible que debe cumplir el encaje protésico.

El Pohlig-Bionic-Socket-System (PBSS)

Muchos problemas han quedado sin resolver como, por ejemplo, la búsqueda de un método de registro de la forma que no maltrate el muñón. El diseño del encaje debe transmitir una estabilidad óptima. Además debe mejorarse la adherencia, reducirse el dolor y evitar daños iatrogénicos y protetizaciones deficientes. Estas exigencias fueron el motivo para reflexionar sobre un sistema biónico de encaje protésico. Para lograr estos objetivos debían aplicarse parámetros y métodos que, hasta la fecha, no se habían tenido en consideración en la técnica ortopédica. La denominación del proyecto „PBSS“ marcó el rumbo. El término „biónica“ es una combinación de „biología“ y de „técnica“. Este

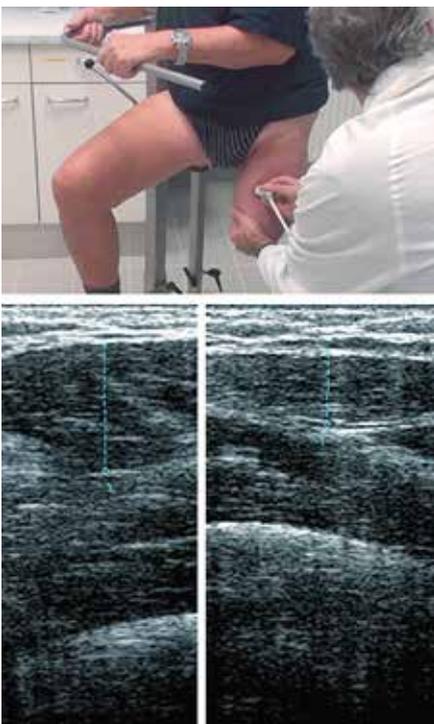


Fig. 5 Determinación de la naturaleza del muñón mediante ultrasonidos.



Fig. 6 Determinación de la posición de los estabilizadores PBSS por medio de sonografía.



Fig. 7 Sistema de cámaras de aire adaptable a la forma del muñón en el PBSS.

vocablo refleja la realización y la aplicación técnicas de un sistema moderno de encaje protésico que integra el modelo biológico en los requisitos de los miembros amputados. Todas las medidas debían basarse en procesos de la naturaleza y modificar lo menos posible la forma anatómica y la función del cuerpo humano.

Al acumular más experiencia y desarrollar esta idea original, todo fue tomando forma: el PBSS no iba a ser una técnica, sino un „paquete combinable“ de diferentes unidades funcionales y adaptado a las particularidades individuales del amputado.

Con vistas a las amplias tareas de desarrollo, tras muchos años sopesando y comparando diversos sistemas, en 2009 se adquirieron varios módulos de interfaz 3-D y se instalaron sistemas de escáner basados en vídeo. A partir de otoño del año 2011 y tras las experiencias positivas vividas en la ortésica, también pudieron ponerse en práctica con el PBSS las primeras ideas y realizarse las primeras prototipizaciones de prueba. El registro de la forma se realiza sin contacto a través de un escáner basado en vídeo. En un principio, esto no es nada revolucionario en comparación con la impresión en yeso. La novedad reside, sin embargo, en que el escaneado se realiza con los músculos totalmente tensados con el paciente colocado para tal fin sobre una silla específicamente diseñada para las exigencias del PBSS (fig. 3). El escaneado definitivo solo dura 45 segundos, aunque está precedido de una larga preparación. Los pacientes apenas son capaces de tensar su musculatura durante



Fig. 8 Regulación térmica mediante PBSS-Pohlitherm.

más de 60 segundos, por lo que un relieve tan perfecto como el obtenido con el proceso de escaneado no es posible mediante la impresión en yeso.

El registro de datos es sustancialmente más amplio que con los métodos convencionales:

- Todas las medidas perimétricas del muñón se toman con una cinta métrica especial equipada con un resorte de presión de gas para calcular el coeficiente de reducción (fig. 4).
- La obtención de datos sonográficos proporciona una información interesante sobre el transcurso de la musculatura y posibles osificaciones o exóstosis óseas.
- Debido a su especial importancia, es preciso registrar e identificar de forma sonográfica los huecos axiales en los músculos en cuya posición se integran en el encaje los estabilizadores de muñón del PBSS (fig. 5).

Tomando como base datos biónicos se procede al moldeado 3-D compuesto actualmente por 43 pasos. También aquí se presta una especial atención a conservar a la perfección el relieve de la superficie del muñón con el fin de ofrecer a la musculatura espacios libres en los que pueda expandirse durante la contracción.

Los estabilizadores del muñón del PBSS, cuyo abarque es de 4 a 6 mm, sirven al objetivo biomecánico de aprovechar los huecos de los músculos y de separar suavemente la musculatura.

Mediante la manipulación se prolonga la distancia entre el origen y la inserción. De esta acción se aprovecha la ten-



Fig. 9 PBSS-Portsystem de posicionamiento libre para permitir tratamientos locales.

sión previa de la musculatura que afecta positivamente al muñón para el control de la prótesis (fig. 6). Los estabilizadores del muñón no se utilizan con el objetivo de comprimir con mayor intensidad los tejidos blandos. Todo lo contrario. Si se comparan los encajes construidos con la técnica PBSS con los encajes CAT-CAM o M.A.S., el PBSS pone a disposición un volumen aún mayor con propiedades de guiado optimizadas. No es por tanto de extrañar que esto favorezca el confort que aporta el encaje.

En la prótesis transfemoral, la mejor adhesión posible entre el muñón y el encaje protésico se logra mediante superficies de contacto de silicona HTV estabilizadas con depresión que pueden fabricarse en diferentes grados de dureza Shore en función de las condiciones del muñón [9].

Además, este método de fabricación ofrece las más variadas posibilidades de



Fig. 10 Puntos de acupresión en el PBSS.

manipulación de modo que nada impide la consideración e integración de diferentes complementos constructivos en el encaje protésico.

El volumen de un muñón de muslo no es constante. Las enfermedades, las pérdidas de peso o la actividad deportiva pueden provocar diferencias entre el muñón y el volumen de alojamiento del encaje con el consiguiente empeoramiento de las propiedades de guiado.

El Air Contact System (ACS) permite al usuario de la prótesis adaptar el encaje a la dimensión real del muñón [4]. En caso de actividad deportiva, las cámaras de llenado permiten optimizar la unión entre el muñón y el encaje ajustando de forma variable la sección superficial.

Estrictamente hablando, las cámaras de aire tienen un efecto similar y se han dispuesto en la práctica de forma semejante a los ya mencionados estabilizadores. La tecnología ACS ha evolucionado para el concepto PBSS hasta el componente del sistema PBSS-AIR. La novedad aquí reside en que las cámaras de aire se han integrado directamente en el encaje de contacto de silicona HTV, adaptándose a la forma del muñón al inflarse (fig. 7).

Además del nuevo método de registro de la forma y del diseño biónico, el concepto PBSS ofrece sistemas funcionales innovadores.

El elemento Pohlitherm (fig. 8) se encarga, mediante biosensores, de mantener un nivel de temperatura agradable de modo que el muñón pueda sentirse bien en el encaje protésico, independientemente de la temperatura exterior. Utiliza la función de un elemento Peltier para la generación del calor y se sitúa en el triángulo femoral, exactamente sobre la arteria femoral común, para disipar el calor de forma específica.

El Prof. Dr. Clemens Forster del Instituto de Fisiología y Patofisiología Experimental de la Universidad de Erlangen-Nürnberg investigó, de modo paralelo a los trabajos de desarrollo en los componentes del encaje, qué efecto ejerce una aplicación puntual de calor en la zona de la ingle (por encima de la arteria femoral) sobre la extremidad inferior.

Los resultados fueron proporcionados por una cámara termográfica de alta resolución. Las conclusiones mostraron que es posible manipular con éxito el proceso sensorial mediante una aplicación externa.

Además de las investigaciones sobre el efecto de la técnica Pohlitherm, se realizó de forma interna un estudio supervisado por médicos con un sujeto varón con amputación transfemoral. El proceso de medición tuvo una duración total de 18 minutos: una fase de calentamiento de 8 minutos y otros 10 minutos de aplicación regulada de calor entre 41 y 42 °C. Utilizando un termómetro de infrarrojos se determinó la temperatura corporal antes y después de concluir la aplicación del calor en los siguientes puntos:

- Centro del muñón izquierdo medial 31,5 °C/34,2 °C
- Centro del muslo derecho medial 33,0 °C/33,0 °C
- Extremo lateral izquierdo del muñón 29,0 °C/31,5 °C
- Corva y centro de la pantorrilla derecha 31,0 °C/31,0 °C

Además de la influencia de las condiciones climatológicas, el dolor fantasma y el dolor del muñón también constituían un problema central para personas con amputación. El PBSS-Portsystem (fig. 9) brinda a los médicos nuevas posibilidades de tratamiento con el objetivo de administrar medicamentos ya no sistemáticamente, sino solo de forma local lo que puede conducir a una reducción notable de analgésicos como, p. ej., opiáceos.

El tratamiento causal del dolor será posible tanto con medicación a través de los Services-Ports, como también

mediante la integración de componentes de la medicina china tradicional (MCT). Los acupresores implementados en el encaje PBSS se posicionan a lo largo de los denominados meridianos y se activan manualmente por parte del usuario en los intervalos estipulados por el médico. Sin embargo, la experiencia acumulada todavía es escasa, especialmente con las posibilidades de disposición de los puntos de acupresión. En la actualidad aún se están probando la profundidad de activación y la dureza de los puntos (fig. 10).

El concepto PBSS plantea exigencias interdisciplinarias previendo la integración activa en la protetización de los médicos responsables del tratamiento y de los terapeutas. La información sonográfica de diagnóstico es esencial, como ya han confirmado más de 70 protetización llevadas a cabo. La extensa base de datos con sus múltiples exigencias abre nuevas perspectivas en la protetización de miembros inferiores y alienta a seguir perfeccionando el sistema. La respuesta positiva recibida de los pacientes con protetización PBSS fortalece nuestra decisión de continuar por el camino iniciado.

Los autores:

Michael Schäfer, OTM, Kurt Pohl, OMM
Pohl GmbH Orthopädietechnik
Grabentätter Straße 1
83278 Traunstein (Alemania)
m.schaefer@pohl.net

Aportación revisada / reviewed paper

Bibliografía:

- [1] Pohl K. CAT-CAM: eine neue Schafttechnik nach Oberschenkelamputation. *Z Allg Med*, 1990; 66: 445-450
- [2] Sabolich J. Contoured Adducted Trochanteric-Controlled Alignment Method (CAT-CAM): Introduction and Basic Principles. *Clinical Prosthetics & Orthotics*, 1985; 9: 15-26
- [3] Pohl K. CAT-CAM-Modellertechnik nach K. Pohl. *Orthopädie Technik*, 1993; 44 (1): 13-19
- [4] Pohl K. Optimierung von Prothesenschäften mit dem Air Contact System (ACS). *Medizinisch Orthopädische Technik*, 1994; 114 (6): 272-276
- [5] Ortiz M. M.A.S.-Konstruktion für Oberschenkelprothesen. *Orthopädie Technik*, 2007; 58 (4): 240-247
- [6] Fiedler G, Günther M. Der Milwaukee-Schaft – wissenschaftliche Ergebnisse als Grundlage für ein verbessertes transfemorales Schaftdesign. *Orthopädie Technik*, 2011; 62 (2): 9395
- [7] Alley R, Williams TW, et al. Prosthetic sockets stabilized by alternating areas of tissue compression and release. *Journal of Rehabilitation Research & Development*, 2011; 48 (6): 679-696
- [8] Schäfer M. Optimiertes Anprobeverfahren nach Pohl in der Oberschenkelprothetik. *Orthopädie Technik*, 2001; 52 (5): 332-336
- [9] Schäfer M. Das HTV-Silikon-Kontaktschaftsystem nach Pohl. *Orthopädie Technik*, 2004; 55 (9): 739-751
- [10] Schäfer M, Gawron O. Orthopädietechnische Gestaltungskriterien zur Verbesserung des Schaftkomforts in der Beinprothetik. *Orthopädie Technik*, 2010; 61 (7): 512-523