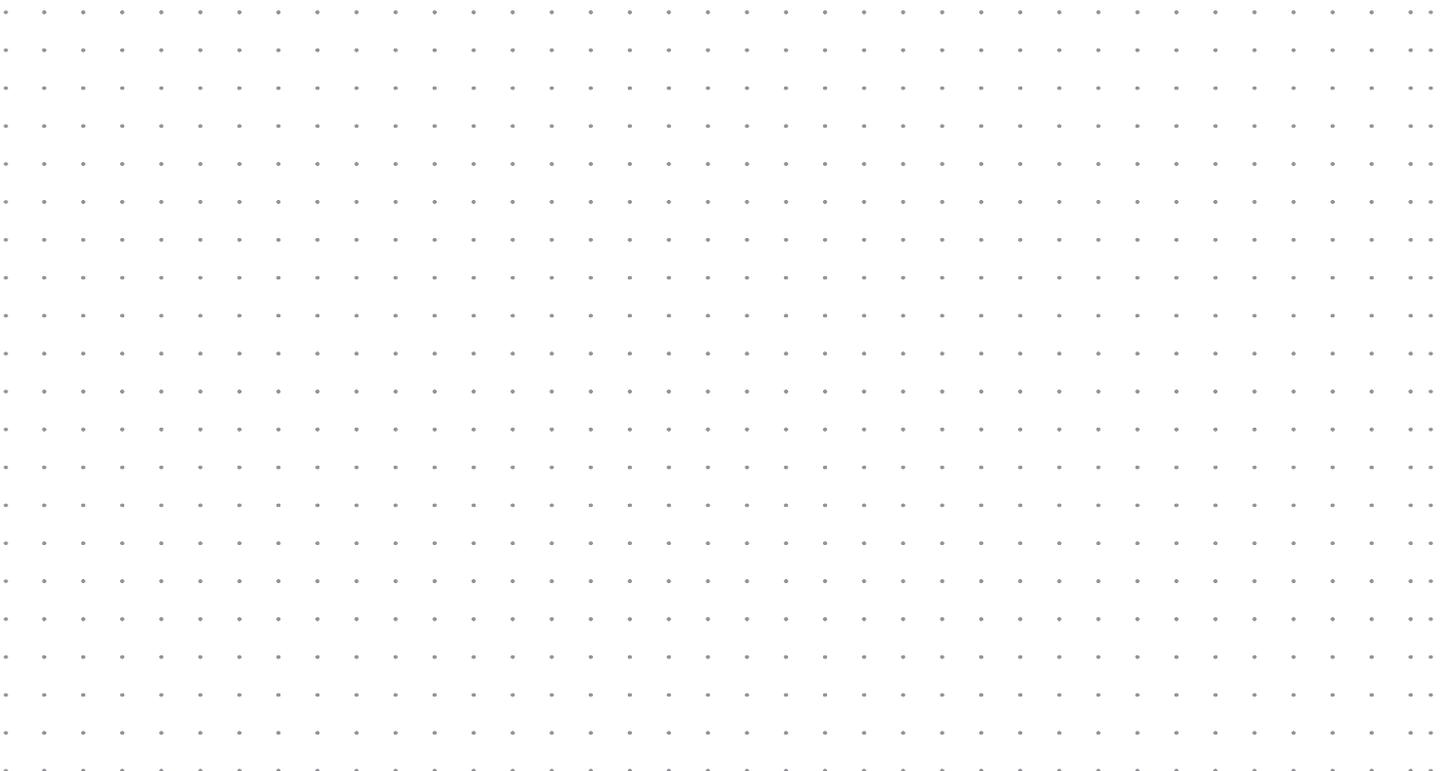
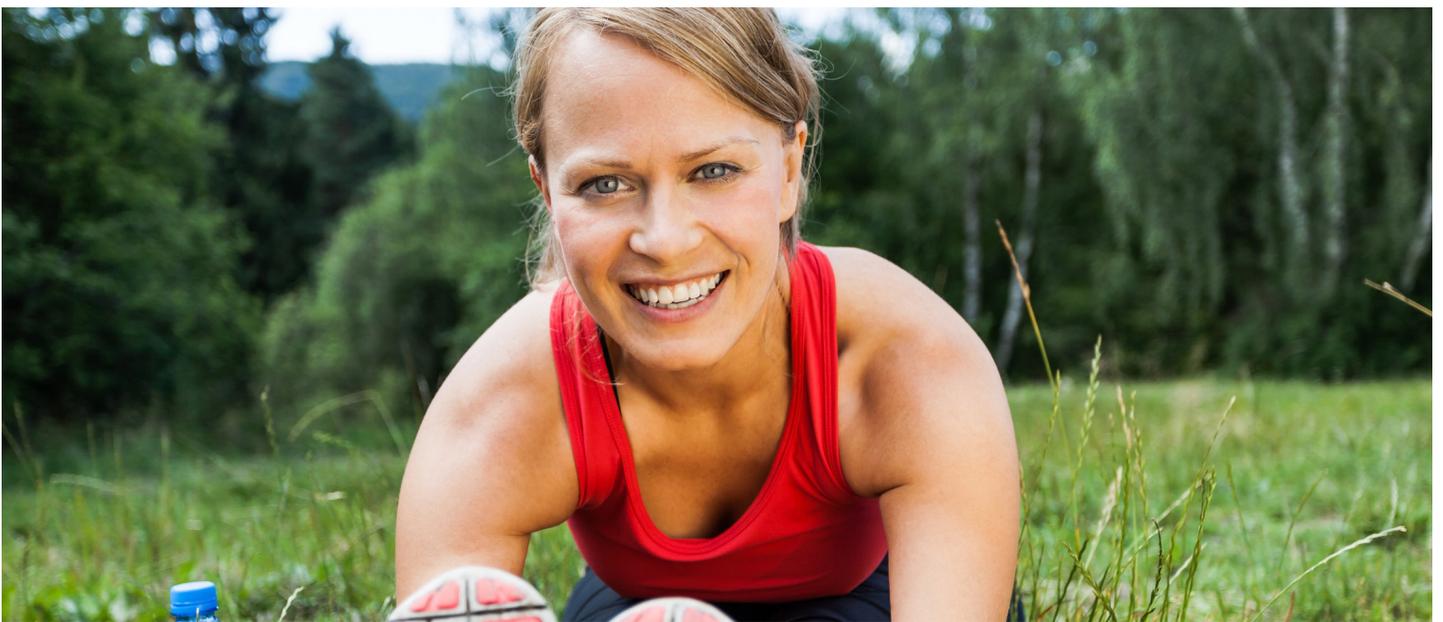


Fachliteratur Prothetik

Orthopädie-technische Gestaltungskriterien zur Verbesserung des Schaftkomforts in der Beinprothetik

M. Schäfer, O. Gawron, Verlag Orthopädie-Technik 7/10



Orthopädie-technische Gestaltungskriterien zur Verbesserung des Schaftkomforts in der Beinprothetik

Design Criteria for the Improvement of the Socket Comfort in Lower Limb Prosthetics

Die Verbesserung und Optimierung des Prothesen-Schaftkomforts ist eine zentrale Aufgabe für den Orthopädie-Techniker. Sowohl die individuelle Formgestaltung als auch der Einsatz moderner Verbundwerkstoffe können für den Prothesenträger zu einer Verringerung von Problemen mit der Prothese und somit zu einer deutlichen Steigerung seiner Lebensqualität führen. Die Verbesserung des Schaftkomforts stellt die effektivste Maßnahme dar, wenn es darum geht, eine höhere Akzeptanz der Prothesenversorgung zu erzielen. Ein physiologisch adaptierter, druckstellenfreier und komfortabler Prothesenschaft stellt somit das Fundament dar, auf dem moderne Prothesensysteme die Grenzen des Möglichen und Machbaren entfalten können. Der folgende Artikel stellt, basierend auf den Versorgungserfahrungen der letzten Jahre, verschiedene Ansätze zur Verbesserung des Schaftkomforts in der Beinprothetik vor.

The improvement and optimization of the socket comfort is a central challenge to the orthopedic technician. The individual design as well as modern composite materials contribute to the reduction of problems that amputees have with their prosthesis and thus lead to an improvement of their quality of life. The improvement of the socket comfort is the most effective measure to be taken in order to achieve a higher acceptance of the prosthetic fitting in the patient. A physiologically adopted and comfortable socket that is able to avoid pressure

sores lays the foundation for a successful application of modern prosthetic components. The following article, which is based on the experiences gathered with prosthetic fittings during the last years, describes different attempts to improve the socket comfort of lower limb prostheses.

Einleitung

Eine erfolgreiche prothetische Versorgung Beinamputierter muss sich an der Zufriedenheit des betroffenen Prothesenträgers orientieren. Dabei können unterschiedlichste Bewertungskriterien zum Einsatz kommen.

Als direktes Bindeglied zwischen Amputationsstumpf und Prothese besitzt der Prothesenschaft neben den biomechanischen Aufgaben der Kräfteübermittlung und der Steuerung der Beinprothese auch die Funktion, für eine reizfreie Betätigung des Amputationsstumpfes zu sorgen – besonders diese ist für die Akzeptanz der Prothese durch den Patienten enorm wichtig.

Die zielgerichtete Steuerung, Lastübertragung und Bedienung innovativer prothetischer Funktionssysteme hängt entscheidend von einem hohen Schaftkomfort ab. Hierbei spielen adhäsive Eigenschaften, die die störenden pseudarthrotischen Bewegungen zwischen Prothesenschaft und Amputationsstumpf minimieren, eine wesentliche Rolle [1].

Die Verknüpfung moderner Materialien wie Polyurethane, Silikone oder Verbundpolymere mit haftverbessernden und bewegungsadapti-

ven Schaftsystemen öffnet das Tor zur „adhäsiven Spielwiese“ weit [2, 12]. Dass das früher so hochgelobte geringe Gewicht einer Prothesenversorgung durch die erhöhte Haftung eines Prothesenschaftsystems für den Prothesenträger zusehends in den Hintergrund rücken kann, zeigt einmal mehr, welche Bedeutung dieser Eigenschaft zuzuordnen ist. Dennoch soll dies nicht darüber hinwegtäuschen, dass ein geringes Gewicht, eine hohe Bewegungsfreiheit sowie ein adhäsives und adaptives Schaftverhalten den Tragekomfort am nachhaltigsten beeinflussen.

Bei allen Überlegungen zu Schaftneu- und Weiterentwicklungen dürfen die biomechanischen Prinzipien nicht außer Acht gelassen werden. Schwere und bewegungslimitierende Prothesenpassteile, kurze Stumpfverhältnisse, sensible Hautbeschaffenheiten, auftretende Rotationsbewegungen, lange Vorfuß-Hebel und ungünstige Weichteilverhältnisse können den Tragekomfort eines Prothesenschaftes nachhaltig negativ beeinflussen.

Im Folgenden werden innovative Gedanken und daraus folgende technische Lösungsansätze dargestellt, wobei die dargestellten Beispiele lediglich einen Auszug aus der breiten Palette verschiedenster orthopädie-technischer Versorgungsvarianten wiedergeben.

Letztendlich sollte unbestritten sein, dass die Gestaltung der Prothesenversorgung individuell auf die klinischen Möglichkeiten sowie auf die Wünsche und Bedürfnisse des Amputierten abgestimmt werden muss.

Schaftkomfort in der Fußprothetik

In der Fußprothetik können die unterschiedlichsten konstruktiven Anforderungen an eine adäquate Prothesenversorgung gestellt werden [1, 15]. Wesentliche Einflussfaktoren auf den Schaftkomfort haben die Stumpflänge, die Hautbeschaffenheit, die Belastungsresistenz des Stumpfes sowie die Bewegungsfähigkeit proximal angrenzender Gelenke. Aus konstruktiver Sicht kann man die knöchelfreie Vorfußprothetik sowie die unterschenkellang geführte Rückfußprothetik unterscheiden.

Grundsätzlich sollte sich die Gestaltung jeder Fuß-Konstruktion an der Prämisse eines minimalistischen Konstruktionsprinzips bei bestmöglichem Funktionserhalt orientieren. Der Schaftkomfort einer knöchelfreien Fußprothese erfordert eine möglichst adhäsive Schaftbettung unter Berücksichtigung eines maximal möglichen Bewegungserhaltenes intakter Fußgelenke.

In der knöchelfreien Fußprothetik hat sich neben der „Bellmann“-Prothese die Silikonprothetik zwischenzeitlich einen festen Platz gesichert [8, 15].

Dabei wird die Qualität der Silikonshaftbettung nicht nur durch die adhäsive Eigenschaft des Werkstoffes Silikon bestimmt. Vielmehr sind es die vielfachen Kombinations- und Variationsmöglichkeiten des Silikons, die eine individuelle Stumpfbettung bei bestehender homogener Schaftoberfläche sichern. Dabei muss die Prothese die während der Abrollung auf den Stumpf wirkenden Kräfte bestmöglich einleiten und verteilen.

Selbst schwierigste Stumpfverhältnisse können durch die vielseitigen Verarbeitungsmethoden und gestalterischen Variationen, die die Silikontechnik erlaubt, adäquat versorgt werden (Abb. 1). Patienten beschreiben eine deutlich erhöhte

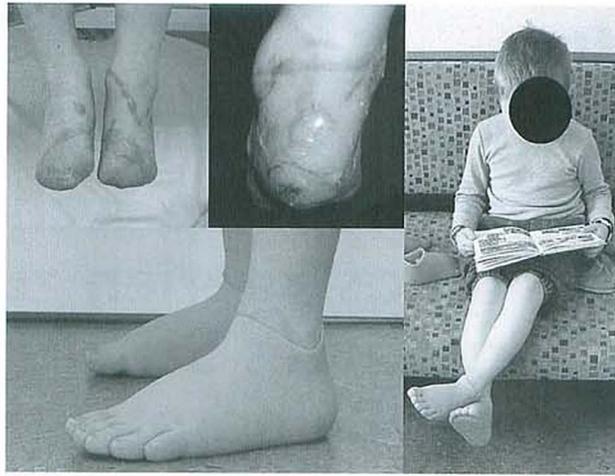


Abb. 1 Silikonvorfußprothese beiderseits nach traumatisch bedingter Amputation.

Haftung zwischen Stumpf und Prothese, wodurch die propriozeptiven Eigenschaften der Prothese signifikant verbessert werden.

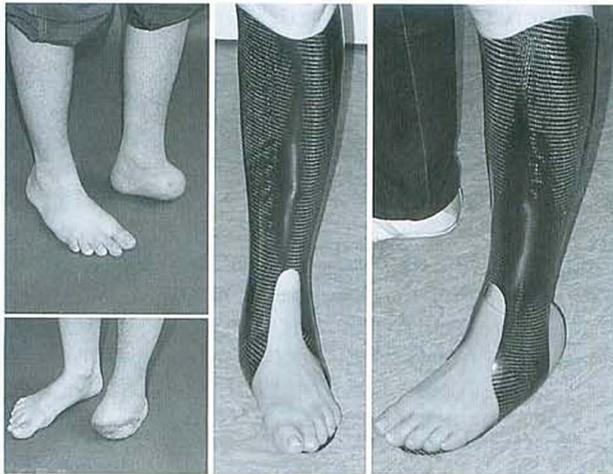


Abb. 2 Unterschenkelhänge Prepreg-Adaptivorthese zur Silikon-Fußprothese.

Eine interessante Lösung ist die Kombination einer knöchelfreien Fußprothese mit einer adaptiven Unterschenkelorthese. Diese Versorgungsvariante ermöglicht ein gezieltes und belastungsabhängiges Tragen der Prothese. Während bei geringeren Belastungsanforderungen im Alltag ein hoher Komfort durch die knöchelfreie bewegliche Gestaltung gewährleistet werden kann, kommt die unterschenkellange Adaptiv-Orthese bei längeren Gehstrecken zum Einsatz (Abb. 2). Die Orthese wird in der Regel in Prepreg-Bauweise gefertigt, da hier eine möglichst dünne und stabile

Konstruktion gefordert ist, die die plantaren Kräfte nach proximal weiterleitet und gleichzeitig das Tragen von konfektioniertem Schuhwerk ermöglicht.

Klassische Rückfußamputationen erfordern einen unterschenkellangen Prothesenschaft, damit die während der Abrollung auftretenden Kräfte gleichmäßig am proximalen Unterschenkel verteilt werden können (Abb. 3). Selbstverständlich können diese Konstruktionsprinzipien auch unter Verwendung anderer Materialien und Verschlusstechniken angewendet werden.

Unzählige Versuche, die kurzen Rückfußstümpfe durch kürzere Bettungen zu versorgen, führten meistens zu einer vermehrten Druckbelastung am Stumpfende oder zu einer unökonomischen und limitierenden Gehleistung. Beide Auswirkungen können angesichts der Notwendigkeit, für den Amputierten die bestmögliche Mobilisation zu schaffen, nicht akzeptiert werden.

Schaftkomfort in der Unterschenkelprothetik

Für die Versorgung unterschenkelamputierter Patienten gibt es neben der klassischen Schafttechnik mit einer suprakondylären Bettung der Femurkondylen eine Vielzahl konfektionierter Linersysteme aus unterschiedlichen Materialien, die indikationsbezogen zur Anfertigung moderner Schaftvarianten zur Verfügung stehen. Auch wenn es immer wieder Indikationen für die



Abb. 3 Unterschenkelhänge Rahmenprothese, ventral geführt.

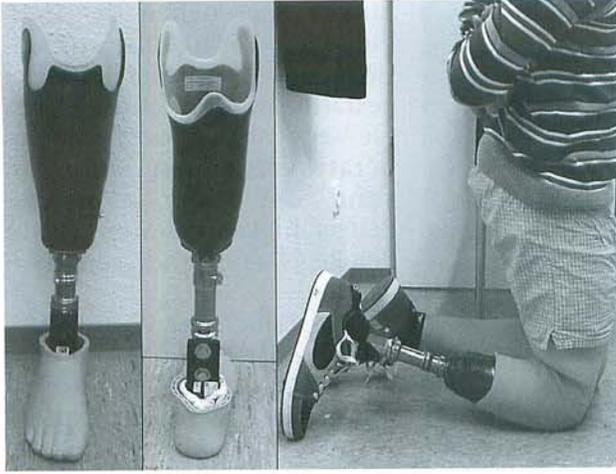


Abb. 4 Unterschenkelprothese mit flexibler Schafttechnik, Zuschnitt nach Söderberg.

Anfertigung eines klassischen konventionellen Kurzprothesenschaftes mit Weichwandinnentrichter gibt, werden heute in der Unterschenkelprothetik überwiegend Schaftversorgungen in verschiedensten Linertechniken durchgeführt. Der folgende Abschnitt beschäftigt sich daher speziell mit modernen Arbeitstechniken im Zusammenhang mit Linerversorgungen.

Aus dem Blickwinkel der Wirtschaftlichkeit einer Prothesenversorgung sollte zunächst erörtert werden, ob eine erfolgreiche Versorgung mit industriell gefertigten Linertypen zu erreichen ist. Erst wenn sich im Zuge dieser Prüfung keine befriedigenden Lösungen abzeichnen, sollten individuelle Anpassungen der Liner erfolgen oder individuelle Silikonliner angefertigt werden. Spezielle Schaftgestaltungsvarianten können auch kombiniert werden. So vermag beispielsweise die teilflexible Gestaltung eines Prothesenschaftes in Kombination mit einer Linerver-

sorgung den Schaftkomfort einer Unterschenkelprothese deutlich zu erhöhen.

Die teilflexible Schaftgestaltung ist keine Neuentwicklung, aber aus Sicht der Autoren viel zu wenig beachtet. Söderberg beschrieb bereits 2002 eine bestimmte Formgebung des proximalen Schaftzchnitts, die dem bei Beugung breiter werdenden Kniegelenk den notwendigen Raum zur Expansion

erlaubt (Abb. 4) [16].

Damit im Verlauf des proximal reduzierten CFK-Außenschaftes kein Kantendruck entsteht, ist es empfehlenswert, eine durchgehende homogene Schaftfläche mit einem flexiblen Innenschaft zu erzielen. Durch die Flexibilität des Innenschaftmaterials bleiben die Effekte reduzierter Schaftwandgestaltungen ohne Verlust der wünschenswerten druckverteilenden Schaftfläche erhalten.

Die Verwendung eines flexiblen Innenschaftes bietet zusätzlich die Möglichkeit, noch weitere Schaftareale, die nicht unmittelbar zu den lastübertragenden Flächen gehören, flexibel zu gestalten.

Alle Kräfte und Momente, die beim Tragen der Prothese zwischen Stumpf und Schaft auftreten, werden über die Haut und über Weichteile auf den Körper eingeleitet. Selbst bei einem genauen Formschluss zwischen Stumpf und Schaft findet immer eine minimale Bewegung statt. Zusätzlich bewegen sich die knöchernen Strukturen während der Stand- und Schwungphase innerhalb des Stumpfes [9].

Ein im Stand korrekt eingebettetes Fibulaköpfchen wird, wie gerade beschrieben, in der Dynamik nicht permanent die gleiche Position einnehmen können. Ist die umgebende Schaftfläche weich und flexibel, wird bei leicht wechselnden Positionen des Fibulaköpfchens der Tragekomfort für den Patienten immer gleich bleiben. Mit einer harten Umfassung wird dies nicht unbedingt der Fall sein. Dies gilt auch für andere Stumpfbereiche mit geringer Weichteildeckung. Bei einer üblichen Stumpfbettung mit defi-

nierten lastübertragenden Flächen muss man sich allerdings darüber im Klaren sein, dass zu große flexible Schaftbereiche die tragende Fläche des Prothesenschaftes zu stark reduzieren, so dass der Stumpf dadurch an Halt verliert und in der Belastungsphase zu tief in den Schaft hineinsinkt. Gestaltet man die festen Führungszonen des Schaftes zu schmal oder gar zu flexibel, muss man auf ein Kollabieren des Systems gefasst sein. Der Stumpf verliert dann die Führung und kann unter Belastung im Prothesenschaft verkippen.

Für die technische Umsetzung dieses Systems existieren verschiedene Variationen. Der flexible Innenschaft kann entweder aus Polyethylen tiefgezogen werden, aus Polyurethan (Polytol) gegossen oder aber aus HTV-Silikon gefertigt werden [2, 10]. Die Stabilität wird dann entweder durch einen Containerschaft oder eine Rahmenkonstruktion aus Carbonfaser erzielt. Die Schaft- oder Rahmenkonstruktionen können mit Carbon-Acrylharz oder Epoxidharz gegossen oder mittels Prepregs hergestellt werden. Diese können außen auf dem flexiblen Innenschaft liegen oder in Sandwich-Bauweise zwischen zwei Materiallagen eingesetzt werden.

Serienmäßig produzierte Copolymer-Liner lassen sich oftmals unter Unterdruck im Wärmeofen bei ca. 80 Grad Celsius individuell über ein Positivmodell des Stumpfes anformen [4]. Auf diese Weise können flache Narbenreliefs in dem Liner dargestellt und gebettet werden. Der Liner besitzt ein enormes Dehnungsverhalten, wodurch sein Anpassungsvermögen selbst bei anatomisch schwierigen Stumpfformen erhalten bleibt. Durch diese adaptive Eigenschaft des Liners kann zum Beispiel bei der Versorgung eines frisch amputierten Patienten mit extrem kolbigen Stumpfverhältnissen der Copolymer-Liner im distalen Bereich aufgedehnt werden, um an die individuelle Stumpfform angepasst zu werden.

Beide Linervarianten, die fließfähigen PUR-Linersysteme wie auch die Copolymer-Linersysteme, finden ihre Anwendung unter Nutzung passiver oder aktiver Unterdrucksysteme. Der Aufbau eines sogenannten geschlossenen Unterdruckraumes kann distal durch die

Verwendung von Ausstoßventilen oder aktiver Saugkanäle erfolgen. Proximal wird die luftundurchlässige Abdichtung entweder durch eine am Liner befindliche Dichtlippe, einer flexiblen Dichtung am Außenschaft oder durch eine luftundurchlässige Kniebandage gesichert.

Häufig haben Unterschenkelstümpfe, verursacht durch Narbeneinziehungen oder mangelnde Weichteildeckung, unregelmäßig geformte Stumpfendbereiche. Die restliche Stumpfform ist regelgerecht und könnte mit einem konfektionierten Silikonliner versorgt werden. Bei diesen Formdifferenzen kann man sich der Silikon-Direktformtechnik bedienen. Hierbei wird ein pastöses, raumtemperaturvernetztes Silikon mit geringer Shorehärte als Formausgleich auf den Stumpf aufgebracht, das beim anschließenden Anlegen eines konfektionierten Silikonliners das Formdefizit des Stumpfes formschlüssig ausgleicht und eine stabile Verbindung mit dem Liner eingeht.

Liegen tiefere Narbeneinzüge in komplexerer Ausprägung oder eine ungünstige, geringe Weichteildeckung im Bereich des Stumpfendes vor, kann wahlweise die Anfertigung eines partiellen Silikon-Gelschutzelementes als weicher Defektausgleich oder ein individuelles Gelpad zur Abdeckung ausgeprägter Narbenreliefs zur Anwendung kommen. Für die Anfertigung ist die Erstellung eines Formmodells notwendig. Dabei ist eine exakte Abformung des zu bettenden Bereiches unerlässlich. Diese Abformung wird in der Regel entweder mit Alginate oder einem niedrigviskosen RTV-Silikon durchgeführt.

Das Silikon-Schutzelement kann später aus einem gelartigen Silikon hergestellt werden. Die Produktion und wirtschaftliche Reproduktion kann bei dieser Versorgungsvariante nur mithilfe einer Gussform, zum Beispiel aus PETG, erfolgen.

Empfehlenswert für die anschließende Versorgung ist die Kombination mit einem konfektionierten Linersystem. Bei der Gestaltung der Außenform für ein distales Gelschutzelement sollte zum einen

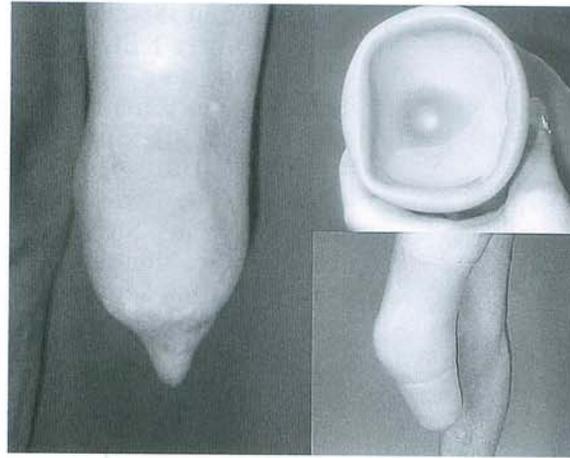


Abb. 5 Individueller US-Silikon-Liner mit integrierter Gelbettung bei akuter Durchspießungsgefahr.

die distale Form des Liners beachtet werden, zum anderen sollten auch notwendige kosmetische Aspekte berücksichtigt werden. Durch den Liner wird das Silikonenschutzpolster optimal am Stumpf fixiert. Auch in diesem Fall muss für die Schaffherstellung ein zweites Negativmodell vom Stumpf mit angelegtem Silikonenschutzpolster und Liner angefertigt werden.

Versorgungen mit einem individuellen Silikonliner sind ausschließlich dann indiziert, wenn die Stümpfe besondere Formen aufweisen. Das ist z. B. bei Versorgungen im Wachstumsalter der Fall,

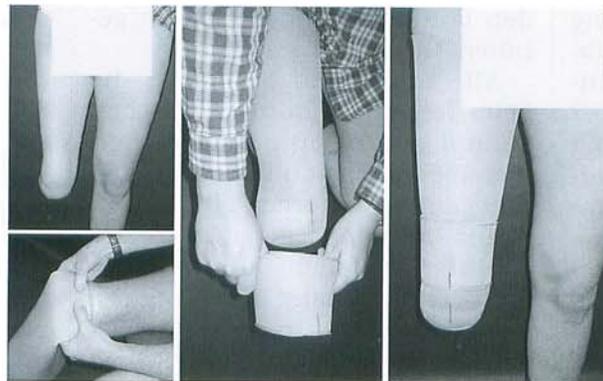


Abb. 6 Individueller Knieex-Silikonliner mit suprakondylärem Formausgleichsring aus Silikon.

vor allem wenn diese zu Durchspießungen neigen (Abb. 5), oder bei anderen extremen Verhältnissen, wie sie zum Beispiel bei adipösen Patienten mit atrophischen Unterschenkelstümpfen vorkommen.

Narbeneinziehungen oder Narbenkanäle, die sich über einen großen Teil der Stumpfplatte erstrecken, können ein weiterer Grund für den Einsatz eines individuellen Silikonliners sein. Der Vorteil im Vergleich zu konfektionierten

Linern liegt neben der individuellen Formgestaltung darin, dass der Beugebereich freier gestaltet werden kann. Durch die Verwendung von hochtemperaturvernetzten Silikonem kann die sonst reduzierte Beugefähigkeit des Stumpfes in der Regel vollständig erhalten werden.

Oft ist auch der Wunsch des Prothesenträgers nach einem möglichst schlanken und ästhetischen Äußeren der Prothese ausschlaggebend für die Erstellung eines individuellen Silikonliners.

Silikonliner werden je nach der Versorgungssituation mit den üblichen Adaptionsmechanismen versehen, zum Beispiel als Cushion Liner für Schaftsysteme mit passivem oder aktivem Unterdruck, dann in kombinierter Anwendung mit einer Kniekappe oder mit einer Aufnahme für einen Raststift zur Fixierung über ein distales Verschluss-System.

Schaftkomfort in der Knieexartikulationsprothetik

In der Knieexartikulationsprothetik können mehrere Anforderungen nebeneinander bestehen, die den Anspruch an eine adäquate Prothesenversorgung mit zunehmendem Aktivitätsniveau steigern und die Versorgung anspruchsvoller gestalten.

Im Vergleich zur Oberschenkelamputation sind Knieexartikulationsstümpfe in der Regel tragfähig und können das gesamte Körpergewicht in der Belastungsphase aufnehmen. Diesem unschätzbaren Umstand ist es zu verdanken, dass man bei diesem Amputationsniveau auf die Integration des Beckens in den Prothesenschaft verzichten kann. Das knöcherne und anatomisch besonders ausgeprägte Stumpfende sollte eine rotationsstabile formschlüssige und formausgleichende Schaftbettung erhalten. Diese kann zum Beispiel durch die Herstellung eines individuell angeformten Weichwandinnenschaftes erfolgen.

Bei der Gestaltung des tragenden Außenschaftes sollte unbedingt

darauf geachtet werden, dass der proximale Schaftanteil semiflexible Eigenschaften in AP-Richtung aufweist. Durch diese Maßnahme kann der Sitzkomfort mit der Prothese erheblich verbessert werden.

Die weichen Gewebeanteile des Oberschenkels erfordern oftmals besondere Schaftbettingstechniken. Gerade bei bindegewebig weichen Knieex-Stümpfen zeigt sich häufig eine Tendenz zu einem mediolateralen Shiften während der mittleren Standphase.

Diese kompensatorische Bewegung ist stets auf eine ungenügende mediolaterale Führung zurückzuführen und lässt sich durch die Einarbeitung einer anatomischen Stützzone unterhalb des medialen Prothesenschafterandes sehr effektiv beseitigen. Hierfür ist es nicht entscheidend, in welcher Schafttechnik die Prothese gefertigt wird.

In besonderem Maße hat sich der Einsatz individuell gefertigter Silikonliner bewährt. Der kondyläre Konturen Ausgleich erfolgt über einen separaten Silikon-Formausgleichsring (Abb. 6).

Im Vergleich zur Unterschenkelprothetik kommen im Bereich der Knieex-Silikonlinerversorgung aufgrund der individuellen anatomischen Besonderheiten bis auf wenige Ausnahmen vornehmlich individuelle Silikonliner zum Einsatz. Diese Linervariante wird unter Verwendung hochtemperaturvernetzender Silikone im Bereich der Linerbasis sowie unter Verwendung raumtemperaturvernetzender Silikonssysteme mit niedriger Shorehärte im Bereich des konturierten Formausgleiches angefertigt.

Der individuelle Silikonliner für Knieexartikulationsstümpfe übernimmt wesentliche funktionale Aufgaben, die zu einer deutlich höheren Compliance führen:

- Stabilisation und Vorkomprimierung der bindegewebig weichen Oberschenkelanteile,
- Schonung der Stumpfhaut durch Reduktion der Reibung auf der Hautoberfläche,
- möglichst dünner Formausgleich der Knieanteile,
- Haftvermittlung zum Prothesenschaft.

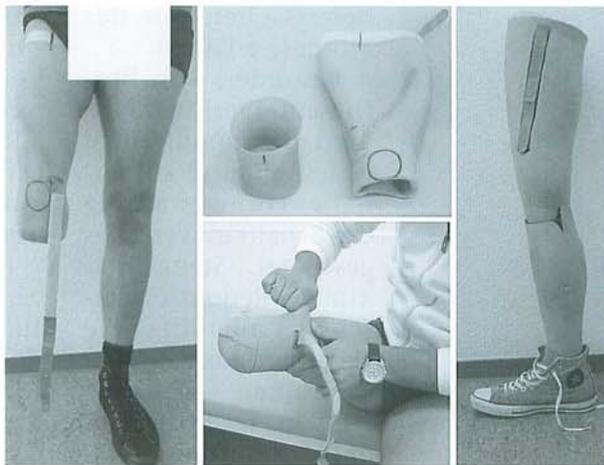


Abb. 7 Individuelles Knieex-Silikonlinersystem mit integrierter Velcro-Verschlusstechnik und rotationsstabilem Ausgleichselement.

Es empfiehlt sich, die individuelle Silikon-Linertechnik in Verbindung mit einer flexiblen Innenschafttechnik einzusetzen. Hierdurch wird zum einen der Silikonliner geringeren Kräften beim An- und Ausziehen ausgesetzt, zum anderen kann der Schaft in hohem Maße mit formadaptiven Eigenschaften ausgestattet werden.

In der Versorgung hochaktiver knieexartikulierter Amputierter hat sich die Herstellung eines individuellen Silikonliners mit zusätzlicher Einarbeitung von Velcroverschlüssen bewährt. Die Velcroverschlusstechnik sichert nicht nur die Position des Silikon-Formausgleichsringes, sondern gewährleistet auch eine hohe Rotationsstabilität des Stumpfes bei hohen Kräfteinwirkungen. Die Velcroverschlusstechnik wird – in den Silikonliner gesplittet – bis in den proximalen Linerabschnitt eingearbeitet. Dadurch kann eine gleichmäßige Zugbelastung auf die belastbareren proximalen Stumpfanteile gewährleistet

werden und eine unerwünschte Längsdehnung des Silikonliners dauerhaft vermieden werden (Abb. 7).

Patienten, die dieses System täglich nutzen, berichten von deutlich verbesserten Gebrauchseigenschaften im Alltag. Hierzu zählen zum Beispiel ein durch die Weichteil-Vorkomprimierung bedingtes stabileres Tragegefühl, eine höhere Dauerbelastbarkeit des Stumpfes, weniger Druck- und Scheuerstellen bei dauerhaft starker Nutzung sowie eine deutliche Verbesserung der Stumpfbettung im Bereich drucksensibler Areale oder knöcherner Expositionen durch die Integration gelartiger Entlastungszonen.

Im Vergleich zur Weichwandinnenschafttechnik stellt die Schafttechnik mit einem individuell gefertigten Silikonlinersystem die langfristig stumpfschonendere und belastungsfähigere Versorgungsvariante dar. Bei übermäßiger Transpirationsneigung ist die Weichwandinnenschafttechnik unter Verwendung saugfähiger Prothesenstrümpfe indiziert.

Schaftkomfort in der Oberschenkelprothetik

Mehr als 20 Jahre sind seit der Einführung der physiologischen sitzbeinumgreifenden Schafttechnik in der Oberschenkelprothetik vergangen. Die einfachere querovale Zweckform von Prothesenschaften ist dadurch in den Hintergrund getreten. Vor allem am positiven Feedback der betroffenen Prothe-

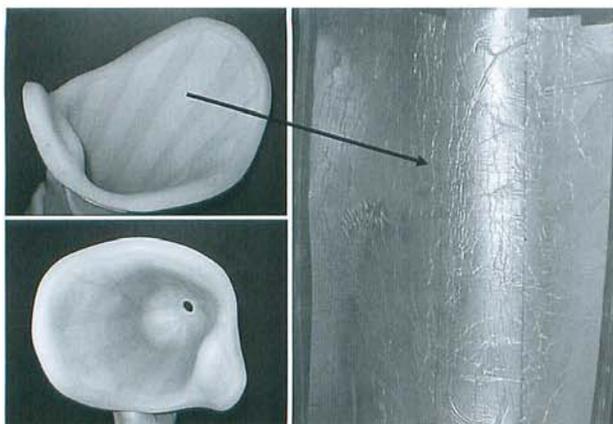


Abb. 8 HTV-Silikon-Kontaktschaftsystem Thermo.

senträger wurde schnell erkannt, dass durchweg alle Altersgruppen auf die körperorientierte physiologische Gestaltung des Prothesenschaftes positiv reagiert haben. Selbst bei älteren, durch die Zweckform geprägten Oberschenkelstümpfen konnten deutliche Verbesserungen in der Versorgung des Stumpfes sowie in den Führungseigenschaften der Prothese nachgewiesen werden.

Die sitzbeinumgreifende, physiologische Schafttechnik hat sich zwischenzeitlich auf breiter Ebene durchgesetzt. Die Vorteile wurden in unzähligen Fachartikeln, Vorträgen und Gutachten national wie international verdeutlicht, sodass mittlerweile auch die Zweifler eines Besseren belehrt werden konnten.

Eine Schaftgestaltungsvariante, die im Prinzip als erweiterte und spezielle Formgebung der Sitzbein umgreifenden Schafttechnik eingestuft werden kann, wurde 2002 durch den Mexikaner Marlo Ortiz vorgestellt [11]. Der Marlo-Anatomical-Socket, kurz M.A.S.-Prothesenschaft, überzeugt vor allem bei belastungsfähigen mittellangen bis langen Oberschenkelstümpfen. Die deutlich reduzierten Schafttrandverläufe, die sich sowohl auf den Bewegungsumfang noch vorhandener Gelenke wie auf die lordosierenden Kräfte auf die Wirbelsäule positiv auswirken, müssen im Rahmen mehrerer Anproben ermittelt werden [13]. Lediglich die im medioproximalen Schaftverlauf angeordnete Führungszone, die die mediodorsalen Anteile des knöchernen Beckens umgreift, bleibt als unverzichtbarer mediolateraler Stabilisator für das Führungsverhalten

beim Gehen mit der Prothese erhalten.

Besonders von Prothesenträgerinnen wird die unauffällige gesäßfreie und körpernahe Formgestaltung des Schafttrandverlaufes geschätzt. Seine maximale Reduktion erschwert allerdings die Schaffertigung für den Techniker. Unabhängig von der Reduktion der Lastaufnahme Flächen und der daraus

resultierenden Mehrbelastung noch gebetteter Stumpfanteile kann eine zu tiefe Gestaltung der Schafttrandverläufe unweigerlich zu einem

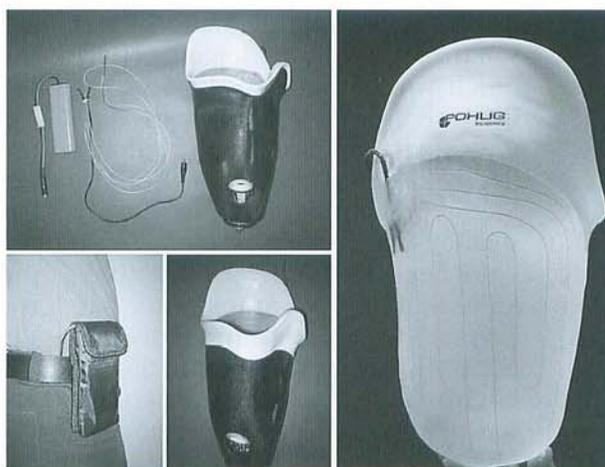


Abb. 9 HTV-Silikon-Kontaktschaftsystem Thermo plus mit integriertem Heizsystem.

Versagen des Systems führen. Der in dieser Schafttechnik weitergebildete und erfahrene Orthopädie-Techniker erfreut sich an der strukturierten Vorgehensweise der Schaftgestaltung, die sich auch in modernen Fertigungsverfahren wie der Herstellung computergestützter Prothesenschaft [6] bewährt hat.

Als kritisch muss der Einsatz dieses Schaftsystems bei der Versorgung von sensiblen und nicht vollständig kontaktfähigen Oberschenkelstümpfen betrachtet werden. Ein ebenfalls ablehnendes Verhalten konnten die Autoren in der Versorgung von Oberschenkelamputierten Patienten mit kurzen Amputationsstümpfen beobachten. Die Reduktion des proximalen Schafttrandes

und der lastaufnehmenden Stütz-zonen wurde in diesen Fällen als Verlust an Sicherheit und Führungsverhalten beschrieben. Ebenfalls wurde festgestellt, dass die Leistungsfähigkeit im Alltag aufgrund der erhöhten Stumpfbelastung reduziert war.

In keinem anderen Versorgungsbereich der Beinprothetik kommt auf so eindrucksvolle Weise zum Vorschein, wie wichtig die Formadaptionfähigkeit und das Adhäsionsverhalten des Prothesenschaftes für den Versorgungserfolg sind. Die Entwicklung des HTV-Silikon-Kontaktschaftsystems beschreibt die konsequente Umsetzung dieser Anforderungen. Neben vielen begleitenden Verbesserungen [14]

konnte durch den Einsatz des Werkstoffes Silikon das Adhäsionsverhalten des Prothesenschaftes im Vergleich zu herkömmlichen Versorgungssystemen deutlich verbessert werden.

In kontinuierlicher Weiterentwicklung und unter Berücksichtigung der Patientenwünsche konnten die bereits beschriebenen Schaftvarianten dieser Technik ergänzt und auf die Bedürfnisse angepasst werden. Im Folgenden sollen individuelle Versorgungslösungen für spezielle Problemstellungen aus der täglichen Versorgungspraxis dargestellt werden:

1. HTV-Silikonkontaktschaft Thermo und Thermo Plus bei erhöhter Kältesensibilität

1. HTV-Silikonkontaktschaft Thermo und Thermo Plus bei erhöhter Kältesensibilität

Diese Versorgungsvariante wurde für kältesensible Oberschenkelstümpfe entwickelt und kann in zwei unterschiedlichen Varianten zur Anwendung kommen. Die

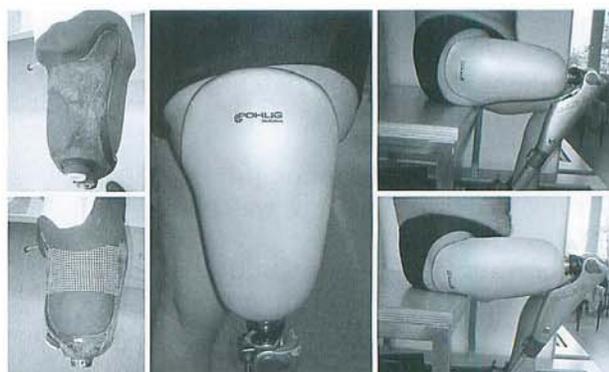


Abb. 10 HTV-Silikon-Kontaktschaftsystem Comfortflex in Sandwichbauweise mit integriertem Prepreg-Rahmen-schaft.

Anfertigung eines passiven HTV-Silikon-Thermoschaftes erfolgt unter der schicht- und stufenweisen Einfügung von Thermofolie in den Silikonverbund. Die wärme-speichernden Eigenschaften konnten dadurch spürbar erhöht werden (Abb. 8). Positive Reaktionen können damit auch bei Patienten mit temporärem Kälteschmerz erreicht werden.

Beim aktiven HTV-Silikon-Thermoschaft-Plus wird der Stumpf durch einen externen, am Gürtel der Hose zu tragenden Akkumulator gewärmt. Diese Variante sollte nur dann zum Einsatz kommen, wenn dauerhafte Kälteschmerzen existieren und alternative Behandlungsmethoden nicht zum Erfolg geführt haben. Dabei werden in den HTV-Silikon-Kontaktschaft Heizkreisläufe integriert (Abb. 9). Die Heizleistung des Akkus reicht für ca. zweieinhalb bis drei Stunden. Es ist empfehlenswert, den Heizkreislauf mehrmals täglich zu aktivieren. In den warmen Sommermonaten kann der Akkuanschluss deaktiviert werden.

2. HTV-Silikon-Kontaktschaft Comfortflex

Das HTV-Silikon-Komfortflex-Schaftsystem ist ausschließlich zur Versorgung volumenstabiler vollkontaktfähiger Oberschenkelstümpfe geeignet. Es wird in Silikon-Sandwich-Bauweise mit integrierter Prepreg-Rahmenstabilisation angefertigt (Abb. 10). Es ist in wesentlichen Bereichen der ventralen und dorsalen Schaftwandung flexibel gearbeitet und bietet dadurch einen hohen Tragekomfort. Integrierte Zugstabilisatoren verhindern eine Ausdehnung des Silikons. Dieses Schaftsystem kann wahlweise mit oder ohne Anbindung einer Kosmetik verwendet werden.

Die regelmäßige Reinigung des Schaftsystems muss gewährleistet sein. Sie erfolgt unter Verwendung eines speziellen Reinigungssystems durch den Patienten selbst.

3. HTV-Silikonkontaktschaft Adapt

Diese Variante wird vornehmlich in Verbindung mit der sitzbein- und ramusumgreifenden Schafttechnik nach Marlo Ortiz einge-

setzt. Der Entwicklung lag die Frage zugrunde, ob ein adaptives Verhalten des sitzbein- beziehungsweise ramusumgreifenden Schaftanteiles

Durchführung von Drehbewegungen des Rumpfes (-78,19 Prozent) sowie beim Gehen (-20,53 Prozent) signifikante Reduktionen der Spitzen-Druckwerte im Bereich der Sitzbeinumgreifung. Eine Verlagerung des Druckes in den Bereich der ventralen und dorsalen Schaft Eintrittsebene konnte beobachtet werden.

Schaftkomfort in der Hüftprothetik

Bei der Gestaltung des Beckenkorb- sind neben der Lastübertragung die Steuerungsmöglichkeiten und Fixierung der Prothese von besonderer Bedeutung. Die Autoren haben bisher versucht, den Tragekomfort einerseits mit den klassischen Beckenkorb-Systemen und andererseits durch eine Reduzierung der Schaftfläche zu vergrößern [5].

In Anbetracht der zur Verfügung stehenden modernen Materialien und Arbeitstechniken stellt sich die Frage, ob eine Optimierung der Versorgung auch auf anderen Wegen erzielt werden kann. Da für Patienten mit einer Amputation im Hüftbereich die Möglichkeiten der Prothesensteuerung sehr eingeschränkt sind, könnte eine möglichst großflächige Schaftversorgung sinnvoll erscheinen. Aber ist dann die notwendige Rumpfbeweglichkeit noch gegeben? Es stellt sich auch die Frage nach einer Optimierung des Tragekomforts. Es wäre wünschenswert, die bis dato zumeist durchgeführte Fixierung der Prothese über ein kon-

turiertes Einfassen der Beckenkämme und durch den Einsatz moderner Materialeigenschaften wie Adhäsionsverhalten großflächig und vollflächig zu gestalten. Dadurch könnten auch die Steuerungsmöglichkeiten der Prothese verbessert werden.

Im Folgenden werden neue Versorgungserfahrungen mit flächig einfassenden Stumpfbettungen aus Silikon beschrieben, die durch ein



Abb. 11 HTV-Silikon-Kontaktschaftsystem Adapt mit drehbeweglicher Sitzbeinumgreifung.

eine Erhöhung des Schaftkomforts zu erzielen vermag.

Die drehbewegliche Sitzbeinumfassung wird dabei komplett in das Silikon-Kontaktschaftsystem eingebunden, sodass eine zähadaptive Führungszone entsteht. Unter Zuhilfenahme von kapazitiven Sensoren aus dem Schaftinnendruck-Messsystem Pliance/Novel werden die Spitzendrücke an fünf

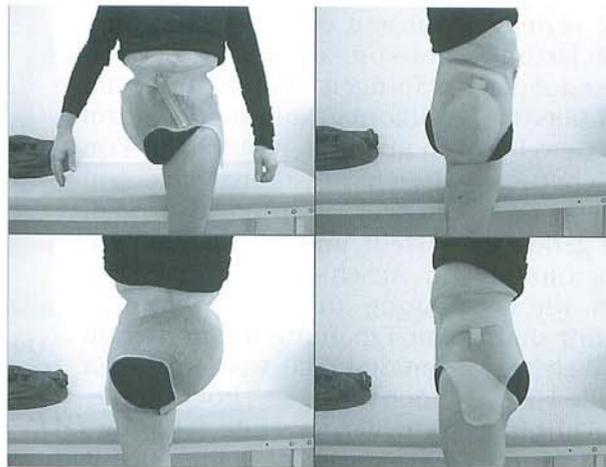


Abb. 12 Silikonbettung mit Reißverschluss und integrierter Weichpolsterung, Traktionsversteifung und bilateralen Keilverstärkungen zur Sicherung.

versorgung relevanten Druckbereichen gemessen. Hierzu zählten der ventrale und dorsale Anteil der Sitzbeinumfassung, die ventrale und dorsale Schaftwand in der Schaft-eintrittsebene sowie das laterale Femurende (Abb. 11). Die Messungen werden am gleichen Schaft ohne und mit Drehmöglichkeit des sitzbeinumgreifenden Führungsbe- reiches gemessen. Die Druckmes- sungen zeigten im Stehen unter

Reißverschluss-System zu öffnen und schließen sind (Abb. 12). Silikon hat eine Reihe von Eigenschaften, die es für den Einsatz in der Orthopädie-Technik prädestinieren. Es hat eine gute Hautverträglichkeit und schützt die Haut und das Weichgewebe gegenüber den Kräften, die beim Tragen einer Prothese auf die Oberfläche des Stumpfes einwirken. Silikon hat gute Haftigenschaften und trägt damit zu einer Verbesserung der Prothesenfixierung bei. Es ist sehr widerstandsfähig, reißfest sowie permeabel für Gase und unterstützt damit den Wärmeaustausch.

Warum macht man auch bei dieser Versorgungshöhe eine zirkuläre Einfassung über eine möglichst große Fläche des Stumpfes wie bei der Versorgungstechnik mit Linern? Ein Beckenstumpf besteht aus einem hohen Anteil an Weichgewebe. Wie bei Versorgung in anderen Amputationshöhen bereits mehrfach erprobt, sollte das Weichgewebe so kompakt wie möglich vorkomprimiert beziehungsweise verdichtet werden, da es nicht komprimierbar ist. Beim Tragen einer Prothese erfolgt die Krafteinleitung stets über die Haut und das Weichgewebe auf den Körper. Optimal verdichtetes Gewebe vermag deutlich zielgerichteter Belastungen aufzunehmen und diese auf die knöchernen Strukturen zu übertragen als nicht verdichtetes Gewebe. Die Bewegungen der knöchernen Strukturen im Weichgewebe sind beim Gehen mit Prothese geringer [2]. Die Silikonbettung übernimmt hier die gleichen Aufgaben, wie sie aus der Linertechnik bekannt sind: Elastisches Einfassen des Weichgewebes, Schutzfunktion für die Haut, verbesserte Fixierung und Führung der Prothese. Damit das An- und Ablegen der Silikonbettung praktikabel ist, muss sie zu öffnen und zu schließen sein (siehe Abb. 12).

Das Gipsnegativ wird nach dem üblichen Verfahren angefertigt: Genaue Formfassung des Stumpfes, Darstellung der lastübertragenden Flächen und der Verdrängung des Weichgewebes unter Körperlast sowie Einfassen der Beckenkämme. Die Umfangmaße des Positivmodells müssen im Anschluss reduziert werden, da eine Verdichtung des Weichgewebes gewünscht ist. Es muss darauf geachtet werden, dass durch die zirkuläre Spannung

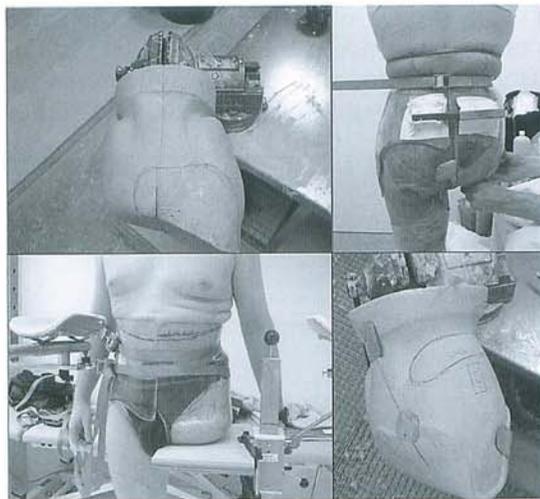


Abb. 13 Gipspositiv, zweigeteilter Testkorb zur Passformkontrolle, zweites Gipspositiv.

später keine knöchernen Kanten überspannt werden, damit hier keine Druckstellen entstehen. Trotzdem müssen knöcherne Areale und sensible Druckzonen vollflächig gebettet werden, damit die Silikonbettung überall Kontakt zur Haut hat und keine Hohlräume entstehen. Das wäre der Fall, wenn eine Entlastung sensibler Zonen durch ein Freilegen erfolgen würde (zum Beispiel durch Auftragen von Gips auf dem Positivmodell). Zur Kontrolle des Positivmodells fertigen die Autoren einen zweigeteilten Testkorb an, um vor der aufwändigen Produktion der Silikonbettung die Passform zu überprüfen (Abb. 13). Von diesem Testkorb wird ein zweites Gipspositivmodell erstellt und nachmodelliert. Im Anschluss beginnt die Fertigung der Silikonbettung. Zur Erhaltung der notwendigen Stabilität werden hierfür hochshorige, hochtemperaturvernetzende Silikone (HTV) eingesetzt. Die vollflächige Bettung sensibler Druckzonen und knöcherner Areale erfolgt durch die Integration raumtemperaturvernetzender Silikone (RTV) mit geringer Shorehärte. Dazu wurde ein technisches Verfahren entwickelt, das beide Silikonarten in einer homogenen Oberfläche vereint.

Die Lastaufnahme und Anbindung an die funktionellen Gelenkkomponenten der Prothese erfolgt über möglichst kleinflächige Beckenkörbe, die in Carbon-Composite-Technik hergestellt werden. Die Beckenkörbe sind zweigeteilt und werden über eine dorsal gele-

gene Verschlussmechanik geschlossen und fixiert (Abb. 15)[3]. Für die Zweiteilung gibt es verschiedene Gründe. Ein klassischer Beckenkorb wird immer vorn im Bereich des Bauchraumes verschlossen. Eine Entlastung dieses Bereichs ist folglich nicht möglich, obwohl vor allem beim Sitzen und nach der Nahrungsaufnahme der Druck auf den Bauchraum als besonders unkomfortabel beschrieben wird. Ziel muss es daher sein, den Bauchraum nur mit der flexiblen Silikonhose einzufassen.

Wird ein zirkulär geschlossener Beckenkorb stärker gezogen, als es seinem Volumen entspricht, wird der Korb verzogen und es kann zu Druckstellen kommen – vor allem im vorderen Bereich der Beckenkammeneinfassung. Ein weiterer Aspekt ist, dass der zweigeteilte Beckenkorb für den Einstieg des Patienten keine flexible Zone benötigt und er deshalb abso-



Abb. 14 Sitzbeinanstützung auf der kontralateralen Seite mit Widerlager auf der Lateralseite.

lut form- und verwindungsstabil angefertigt werden kann. Einer Belastungsfläche muss immer ein Widerlager entgegen wirken. Ansonsten weicht der Stumpf der Belastungsfläche aus.

Das Prinzip lässt sich gut an dem Beispiel einer Hemipelvektomie-Versorgung beschreiben. Bei einer Hemipelvektomie fehlt das Sitzbein zur Lastaufnahme. Zur Kompensation kann das kontralaterale Sitzbein in der Standphase auf der Prothesenseite angestützt werden (siehe Abb. 14 u. 15). Dazu ist ein direktes Widerlager auf der lateralen Gegenseite unumgänglich, das die Unterstützungsfläche unter das

Sitzbein zieht. Diese direkte Wechselwirkung lässt sich mit einem zirkulär verlaufenden Beckenkorb nicht in dieser Qualität erreichen.

Bei der Festlegung der je nach Amputationsniveau unterschiedlich gestalteten Verläufe des zweigeteilten Beckenkorbes muss beachtet werden, welcher Halt über die Hüfthose erzielt wird und wofür abstützende Belastungsflächen benötigt werden. Zum Beispiel muss trotz des großflächig geöffneten Schaftes sichergestellt sein, dass das Becken stabil gehalten und aufgerichtet wird und dass es nicht nach ventral abkippen kann. Dazu ist es notwendig, das Becken von ventral oben und dorsal unten anzustützen und zu führen. Eine weitere Variation besteht darin, auf eine Einfassung des Darmbeinkammes zu verzichten. Die Entscheidungskriterien hierfür sind das Amputationsniveau, die Stumpfbeschaffenheit und die Bedürfnisse der Patienten. Der Verlauf der Darmbeinkämme kann

nahezu bei allen Versorgungsfällen am harten Beckenkorb gefensterter werden (Abb. 15). Die Fixierung der Prothese erfolgt durch zwei Keile, die an den Außenseiten der Silikonhose angebracht sind. Die auftretenden Kräfte werden in der Schwungphase durch den Formschluss, aber vor allem durch die Adhäsion des Silikons auf die komplette Stumpffläche verteilt. Der Hub der Prothese zwischen Stand- und Schwungphase wird durch diese Versorgungstechnik extrem reduziert. Die Prothesenlänge kann genauer an die Beinlänge der Gegenseite angepasst werden, ohne dass sich das Stolperrisiko erhöht. Beobachtungen zeigen, dass es eher reduziert wird. Dadurch verbessert sich der Ablauf von Schwung- und Standphase.

Das Anlegen der beiden Beckenkorbhälften in ML-Richtung erfordert von den Patienten zunächst eine Umgewöhnung. Das Verschluss-System ist so konstruiert, dass es leicht eingefädelt werden kann. Der Verschluss kann weiterhin von der Vorderseite bedient werden und ist auf eine Verschluss-Schnalle reduziert.

Die zirkuläre Einfassung der Silikonbettung gibt den Weichteilen im Rumpfbereich einen guten Halt. Die Weichgewebeanteile werden kompakter stabilisiert und die Steuerungsmöglichkeiten verbessern sich im Vergleich zu herkömmlichen Schaftsystemen. Da die Fixierung der Prothese nicht ausschließlich über eine konturierte Beckenkammeinfassung erfolgen muss, sondern zu einem großen

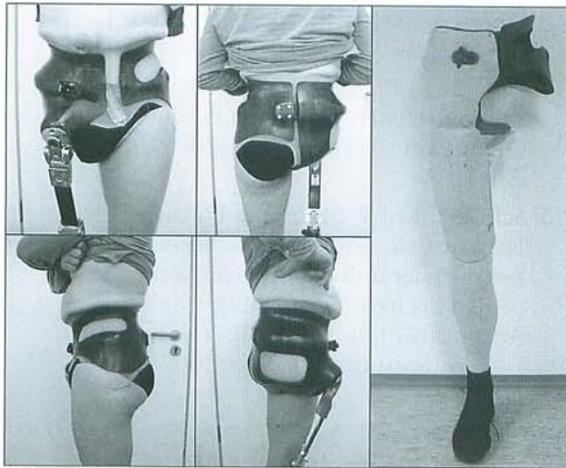


Abb. 15 Gefensterter Darmbeinkammverlauf, dorsales Verschluss-System mit einer Verschluss-Schnalle: definitive Prothese mit geteilter Kosmetik.

Teil über die Adhäsion zwischen der Haut des Patienten und dem Silikon erfolgt, reduziert sich der Hub der Prothese während der Schwungphase. Insgesamt entsteht eine Prothesenversorgung mit funktionellen Vorteilen bei gleichzeitiger Verbesserung des Tragekomforts.

Fazit

Die Erhöhung des Prothesenschaftkomforts wird auch in Zukunft die zentrale Maßnahme zur Verbesserung und Erfüllung einer erfolgreichen Prothesenversorgung darstellen. Moderne Pasteilsysteme werden aufgrund höherer Systemgewichte und zunehmender biomechanischer Anforderungen an Stumpfgewebe und Stumpfhaut eine kontinuierliche Verbesserung des Schaftkomforts erfordern.

In Zeiten eines degressiven Genehmigungsverhaltens von Kostenträgerseite wird die Entwicklungstätigkeit für moderne Schaftsysteme zunehmend erschwert. Durch die Einbindung pauschaler Leistungspreise werden minderwertige Versorgungsvarianten hoch entlohnt, während anspruchsvolle

komplexe Versorgungsanforderungen nicht mehr erfüllbar sind.

Die Entscheidung, über die Reduktion des Leistungspreises für individuelle Schaftbettungen wirtschaftlichen Erfolg zu generieren, ist nicht nachhaltig und geht dauerhaft zu Lasten des Prothesenträgers.

Als zielführend und zukunftsweisend können hingegen die Bestrebungen jener Kostenträger bezeichnet werden, die ihre vertraglichen Inhalte leistungsbezogen und qualitätsorientiert gestalten und es somit erreichen, neben der wirtschaftlichen Nachhaltigkeit ihren Versicherten ein möglichst barrierefreies Leben zu ermöglichen.

Autoren:

Olaf Gawron, OTM
Michael Schäfer, OTM
Pohlig GmbH
Grabenstätter Str. 1
83278 Traunstein

Literatur:

- [1] Baumgartner, R., P. Botta: Amputation und Prothesenversorgung, Stuttgart, Thieme, 2008
- [2] Becker, K., A. Schmidt, P. Gansen, G. Hagel: Anwendung von Polyurethanen in der Orthopädie-Technik; Orthopädie-Technik 59 (2008), 838-843
- [3] Danske, U.: Die Beckenkorb-Versorgung von Geh-Vision, Physio-Ortho. 2 (2009), 79-80
- [4] Fairley, M.: Seeking the perfect marriage in Prosthetic liners, Comfort plus durability; OandP Edge 7 (2008), 26-33
- [5] Gawron, O.: Prothesenversorgung nach Hüftexartikulation mit einem halbseitigen Beckenschaft, Orthopädie-Technik 57 (2006), 170-175
- [6] Gottinger, F.: Biomechanisch konzipierte, programmorientierte Schafftechnologie für die Orthopädie-Technik; Med. Orth. Techn. 126 (2006), 65-69
- [7] Hartz, C.: Linerversorgung nach Amputation der unteren Extremität, Medizinisch Orthop. Technik 129 (2009), 30-34
- [8] Laserich, D.: Ganganalytische und subjektive Beurteilung der Silikon-Vorfußprothese; Med. Orth. Techn. 123 (2003), 55-68
- [9] Lilja et al.: Movements in prosthetic sockets: A comparison between Iceross and PTB-sockets, Abstract Swedish Medical Society (1994), Hygiea
- [10] Norton, K. M.: Embracing new and advanced materials; OandP Edge 7 (2008), 36-40
- [11] Pike, A.: A new concept in above knee socket design; OandP Edge 1 (2002), 17-21
- [12] Schäfer, M.: Silikone in der Technischen Orthopädie, Med. Orth. Tech. 32 (2008), 7-16
- [13] Schäfer, M.: Optimierte Anprobeverfahren nach Pohlig in der Oberschenkelprothetik; Orthopädie-Technik 52 (2001), 332-336
- [14] Schäfer, M.: Das HTV-Silikon-Kontaktschaftsystem nach Pohlig, Orthopädie-Technik 55 (2004), 739-751
- [15] Schäfer, M., J. Stahl, K. Pohlig: Funktionale und ästhetische Aspekte in der individuellen Silikonprothetischen Versorgung nach Amputationen im Fußbereich; Fuß & Sprunggelenk 5 (2007), 200-211
- [16] Söderberg, B.: A new trim line concept for trans-tibial amputation prosthetic sockets, Prosthetics and Orthotics International 26 (2002), 159-162
- [17] Wühr, J., K. Linkemeyer, K. Barsch, B. Drerup, H. H. Wetz: Vergleich tuberumgreifender und tuberunterstützender Schäfte: klinische und biomechanische Untersuchung; Orthopädie-Technik 59 (2008), 826-833

