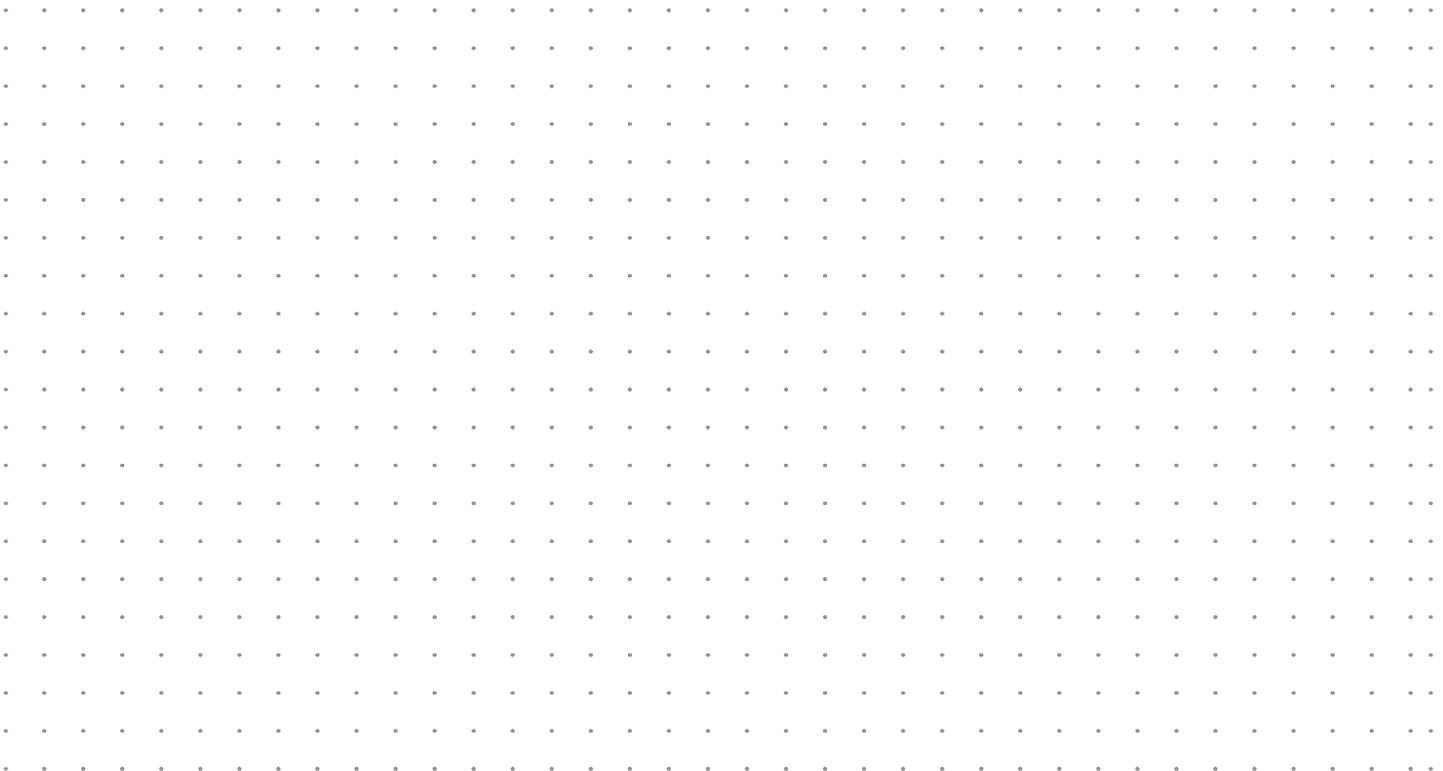


Fachliteratur Prothetik

## Prothetische Versorgungsmöglichkeiten nach Amputation am Rückfuß

M. Schäfer, Verlag Orthopädie-Technik 2012/4



M. Schäfer

## Prothetische Versorgungsmöglichkeiten nach Amputationen am Rückfuß

Prosthetic Management after Hind Foot Amputations

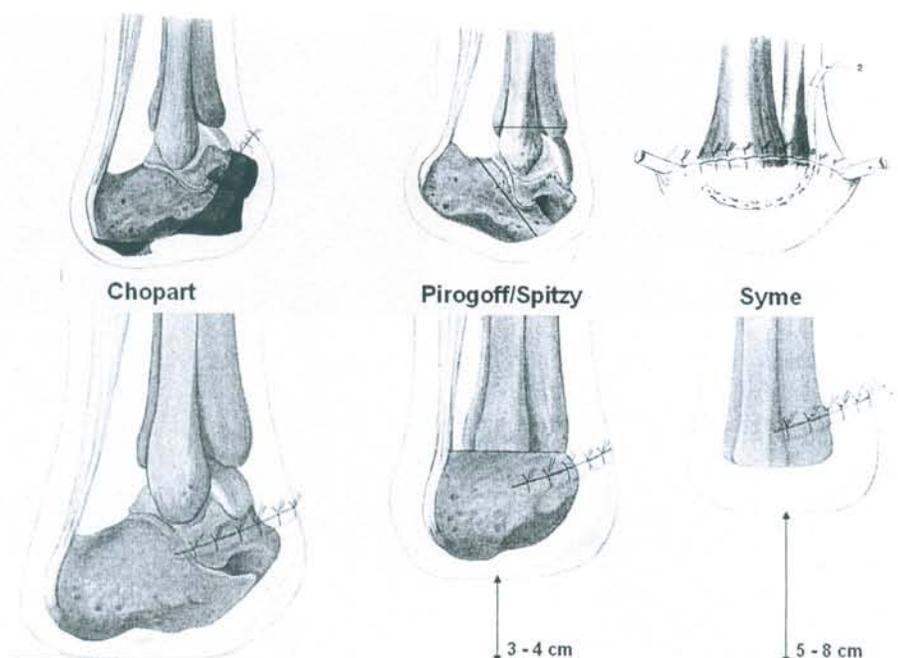
Die klinischen Bedingungen nach Amputationen im Bereich des Rückfußes stellen sowohl an die Schaftgestaltung als auch an den strukturellen Aufbau einer prothetischen Versorgung sehr hohe mechanische Anforderungen. Die unterschiedlichen Amputationsniveaus des Rückfußes müssen dabei bezüglich der prothetischen Gestaltung differenziert betrachtet und versorgt werden. Die reizfreie Stumpfbettung unter maximalem Erhalt und Nutzung funktionaler Bewegungen der noch vorhandenen Gelenke sowie das Erreichen eines möglichst physiologischen und symmetrischen Gangbildes sollten als primäre Ziele der prothetischen Versorgung gesehen werden. Selbstverständlich müssen auch Anforderungen zur ansprechenden äußeren prothetischen Gestaltung in einer zeitgemäßen Rückfußprothese Berücksichtigung finden. Ein gutes kosmetisches Ergebnis korreliert dabei eng mit dem angestrebten Ziel, das Tragen von Konfektionsschuhen zu ermöglichen. Der folgende Artikel beschreibt die prothetischen Lösungsansätze für die unterschiedlichen Amputationsniveaus des Rückfußes. Dabei sollen sowohl die anatomischen Besonderheiten als auch die biomechanischen Voraussetzungen der jeweiligen Amputationssituation dargestellt werden.

The clinical conditions after hind foot amputations place very high mechanical demands on the socket design as well as the construction of a prosthesis. For the design of the prosthesis and the fitting the different amputation levels of the hind foot must be considered discrimi-

nately. An irritation-free stump embedding under maximum preservation and with the use of the functional mobility of the remaining joints as well as the best possible physiological and symmetrical gait should be the primary aims of the prosthetic management. Naturally also demands on an aesthetic outer appearance must be considered for a modern hind foot prosthesis. A favourable cosmetic result stands in a close relation with the given aim to make it possible for the patient to wear ready-made shoes. The following article describes possible prosthetic solutions for different amputation levels of the hind foot. Anatomical particularities as well as biomechanical preconditions of the different amputation cases shall be presented.

### Einleitung

Die technischen Ansprüche der Rückfußprothetik lassen sich schnell auf den Punkt bringen: Bei den langen Rückfußstümpfen sind sowohl Pass- und Funktionsteile mit geringsten prothetischen Aufbauhöhen gefragt als auch möglichst schlanke, belastbare und formstabile Materialien zur Aufnahme und gleichmäßigen Umverteilung der auftretenden Kräfte. Diese Kriterien sollten mit einem anatomisch korrekten und bequem zu tragenden Prothesenschaft harmonisieren, lassen sich jedoch oftmals leider nur in limitiertem Umfang erfüllen. Gerade bei den Kalkaneus-erhaltenen Amputationen findet man häufig eine gute endbelastbare, jedoch im Vergleich zur erhaltenen Fußsei-



Quelle: Prof. René Baumgartner

Abb. 1 Amputationsniveaus am Rückfuß (Quelle: Prof. René Baumgartner).

te deutlich voluminösere Rückfußsituation vor. Selbst ohne Prothese sind manche Stümpfe so breit, dass sie sich bereits vor der prothetischen Versorgung als „konfektionsschuhuntauglich“ erweisen. Dennoch benötigen diese Stümpfe eine gute Führung und eine adäquate Druckverteilung im Bereich der lastaufnehmenden Stumpfareale.

Die klinischen Bedingungen des Amputationsstumpfes fließen dabei ebenso in die Auswahl der prothetischen Gestaltungsmöglichkeiten ein wie biomechanische Anforderungen und Ergebnisse aus der Ganganalyse. Die Weiterentwicklung und Anwendung neuer Schaftmaterialien sowie die Umsetzung daraus entstehender Bettungskrite-

belverhältnisse sowie die vergrößerten Lastaufnahmeflächen begründet. Es darf dabei jedoch nicht außer Acht gelassen werden, dass stabile Stumpfverhältnisse die Grundvoraussetzung für eine dauerhaft gute Nutzung der Prothese darstellen. Der längste Stumpf nutzt nichts, wenn bei der Amputation nicht alle Möglichkeiten der Amputationstechniken genutzt werden [1, 2, 5, 7]. So sind zum Beispiel bei sprunggelenkbeweglichen Rückfußstümpfen, wie den Chopart-Stümpfen, Maßnahmen zur Kompensation der entstandenen Muskelimbalance im Stumpf sowie der möglichst reizfreie und stabile Zustand der Haut an den Hauptbelastungszonen des Stumpfes von elementarer

Bedeutung für den späteren Gebrauch der Prothese.

In der Literatur werden viele in Nuancen differenzierte Amputationstechniken beschrieben [1, 7, 8]. Im Wesentlichen hat sich jedoch eine Einteilung nach den etablierten Amputationstechniken, die in Anlehnung an den damit verbundenen Gliedmaßen- und die Stumpflänge zu sehen sind,

bewährt [1]. Unterteilt wird hier in drei unterschiedliche Amputationsniveaus, die sich an der Amputationshöhe orientieren (Abb. 1):

### Chopart-Amputation

Die Rückfußamputation erfolgt in der Chopart'schen Gelenklinie, als Exartikulation zwischen Talus/Kalkaneus und Os Naviculare/Os Cuboideum. Probleme bei dieser Amputationsart entstehen dann, wenn der Operateur der muskulären Imbalance ein zu geringes Augenmerk widmet, was in letzter Konsequenz zu einer vermehrten Supination und zur Spitzfüßigkeit im verbliebenen Rückfuß führen kann. Dieser Sachverhalt wurde bereits vor 150 Jahren sehr kontrovers mit allen Vor- und Nachteilen diskutiert [13].

Bei durchblutungsgestörten oder Diabetes bedingten Fußamputationen können begleitende Wundhei-

lungsstörungen die prothetische Versorgung erschweren (Abb. 2). Schlechte biomechanische Verhältnisse sowie eine durch die Prothese provozierte Überlänge des Beins können sich dann als äußerst negative Folgen einstellen. Die Versorgung limitierende Faktoren können auch in sensiblen Hautverhältnissen, wie zum Beispiel bei Gliedmaßen erhaltenden Hautdeckungen durch Mesh-graftareale etc., bestehen.

### Kalkaneotibiale Arthrodesese nach Pirogoff/Spitzzy oder Boyd

Bei der kalkaneotibialen Arthrodesese wird der ganze Fuß einschließlich Talus reseziert. Nach einer weiteren Entfernung der Malleolen kann dann die Fusion des hinteren Kalkaneusanteils mit der Tibia erfolgen. Die Verbindung zwischen der Achillessehne und dem Kalkaneus bleibt bei dieser Amputation erhalten.

Die jeweiligen Varianten dieser Amputationsart, benannt nach den Operateuren Pirogoff, Spitzzy, Boyd und anderen [1, 7, 9], unterscheiden sich in erster Linie durch die unterschiedlichen Schnittführungen und Fusionstechniken sowie im Erhalt der Malleolen. Es entsteht ein in der Regel endbelastbarer und stabiler Rückfußstumpf mit einem Beinlängendefizit von ca. drei bis vier cm. Da hier für die Belastung eine gute Stabilisation der knöchernen Fusionsbereiche erforderlich ist, sind im Vergleich zu den anderen Amputationsmethoden längere Heilungsphasen einzuplanen. Schlechte Prognosen und defizitäre Ergebnisse ergibt diese Amputationsart bei arteriellen Durchblutungsstörungen und Neuro-Osteo-Arthropatien [1].

### Amputation nach Syme

Diese Amputationsart erfreut sich in den angelsächsischen Ländern deutlich höherer Beliebtheit als in dem Rest Europas. Dies mag nicht zuletzt am unbefriedigenden ästhetischen Erscheinungsbild des Syme-Stumpfes liegen, der seine kloßige Ausprägung zumeist im Bereich der sonst schlanken Fessel entfaltet. Die Vorteile dieser Methode liegen jedoch auf der Hand. Der Syme-Stumpf besitzt in der Regel eine gute Endbelastbarkeit und kann sich durch diese funktionale Eigenschaft von einem langen Unterschenkelstumpf deutlich abgrenzen. In der Literatur wird angeführt, dass ein weiterer Vorteil darin liegt, dass im

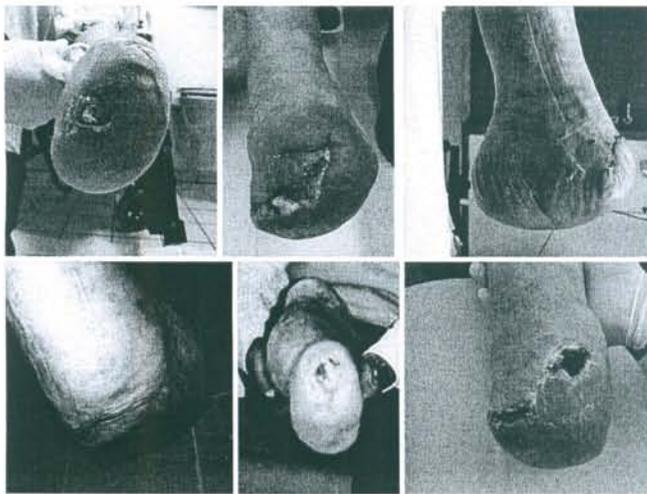


Abb. 2 Klinische Herausforderungen bei der Versorgung des Chopart-Stumpfes.

rien sollten dabei das Ziel einer bestmöglichen Reduktion der Stumpfschaft-Pseudarthrose verfolgen.

Letztendlich muss die gute prothetische Versorgung für den Prothesenträger eine schmerz- und reizfreie, bequeme und dauerhaft gut belastbare Stumpfsituation bieten.

## Amputationsniveaus am Rückfuß

Der erfolgreiche Einsatz von Prothesenversorgungen für Rückfußstümpfe hängt in entscheidendem Maße von den klinischen Voraussetzungen und dem Zustand des Amputationsstumpfes ab.

Wie bei nahezu allen körperlichen Amputationsebenen gilt auch für die Rückfußamputationen der bewährte Grundsatz „mehr Länge – mehr Qualität“. Diese Aussage ist in erster Linie durch die längeren He-

Vergleich zu alternativen Rückfußamputationen eine größere Auswahl an Prothesenfußsystemen angeboten werden kann [7]. Betrachtet man jedoch die stabileren und längeren Pirogoff-Stümpfe oder gar die sprunggelenksbeweglichen Chopart-Stümpfe, drängen sich ob dieser Aussage gewisse Zweifel auf. Vielmehr sollte intensiver daran gearbeitet werden, dynamischere Prothesenfußsysteme mit geringsten Aufbauhöhen zu entwickeln. Bei der Einstufung der Syme-Amputation streitet sich die Wissenschaft, ob der Syme-Stumpf nun den langen Unterschenkelamputationen oder den Rückfußamputationen zuzuordnen ist.

Letztendlich spricht der Erhalt der Fußsohlenhaut sowie die in der Regel volle Endbelastbarkeit des Rückfußstumpfes tendenziell eher für eine Zuordnung zur Gruppe der Rückfußstümpfe.

Ausgehend von einem komplikationsfreien und regulären Verlauf der Amputation ist der Chopart-Stumpf vs. Rückfußstumpf nach Pirogoff/Spitzzy/Boyd als funktioneller zu bewerten, denn er stellt die einzige Rückfußamputation mit Erhalt der Gelenkfunktion im oberen Sprunggelenk dar. Idealerweise kann diese Bewegung zur Steuerung der Prothese genutzt werden und ermöglicht in Ausnahmefällen, bei stabilen Stumpfsituationen, sogar die Versorgung mit einer sprunggelenksbeweglichen Fußprothese. Beinverkürzungen sind bei dieser Amputationsart nicht zu erwarten, so dass die orthopädie-technische Herausforderung in der biomechanischen Formgebung und dem Einsatz funktionaler Fußpass-teile mit kürzesten Aufbauhöhen liegt.

Der Rückfußstumpf nach Pirogoff/Spitzzy/Boyd wiederum ist dem Syme-Stumpf deutlich überlegen, da die kalkaneare Verbindung zur sohlenseitigen Belastungsfläche nicht nur eine geringere Verkürzung des Beins ermöglicht, sondern auch eine deutlich stabilere Rückfußarchitektur bietet. Der Erhalt der Sohlenhaut, hiervon sollte bei der Amputation im Rückfuß ausgegangen werden, erlaubt dem Amputationsstumpf – im Vergleich zur weiter proxi-

mal liegenden Unterschenkelamputation – in der Regel eine volle Stumpf-Endbelastbarkeit und bietet dadurch außergewöhnliche Qualitäten in der alltäglichen Nutzung der Prothese.

Ein großer Vorteil dieser Amputationsmethode liegt in der Möglichkeit zur prothesenfreien Fortbewegung im häuslichen Umfeld, bei Toilettengängen in der Nacht und anderen kurzen Gehstrecken. Unabhängig davon ist die Fußsohlenhaut geradezu prädestiniert, auftretende Bodenreaktions- und Scherkräfte aufzunehmen und trotzdem den Stumpf während der Fortbewegung zu schützen.

Aufgrund des Verlustes unterschiedlicher Ansätze der Sprunggelenk bewegenden Muskeln entsteht gerade bei den Kalkaneus-erhaltenden und sprunggelenksbeweglichen Rückfußstümpfen, wie zum Beispiel dem Chopart-Stumpf, ein muskuläres Ungleichgewicht, das den Rückfußstumpf bevorzugt in eine Spitzfußstellung manövriert. Leichte supinatorische Fehlstellungen können oftmals durch eine korrigierende Gipstechnik im Zuge des Prothesenbaus beeinflusst werden. Die Spitzfußfehlstellung hingegen ist für die prothetische Versorgung äußerst ungünstig, da sie entweder eine Limitierung der Sprunggelenksbeweglichkeit oder einen kontralateralen Längenausgleich erfordert.

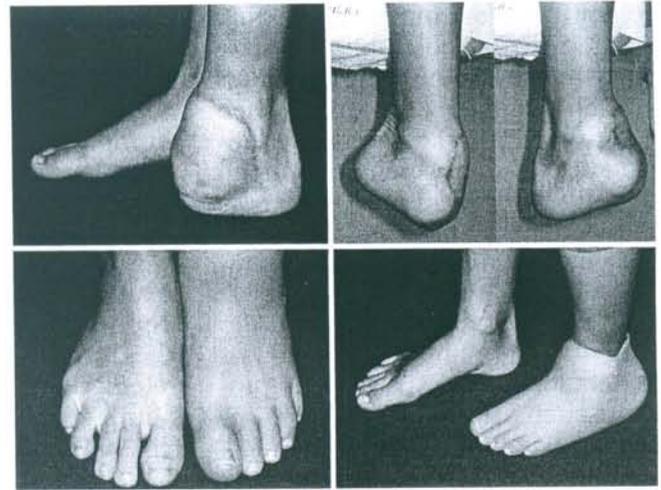


Abb. 3 Sprunggelenksbewegliche Silikonprothese bei Bona-Jäger-Amputation.

Die Vermeidung dieser Fehlstellungen sollte daher für den Operateur ein zentrales Ziel darstellen und bereits im Zuge der OP-Vorbereitungen entsprechend berücksichtigt werden [1].

## Anforderungsprofil in der Rückfußprothetik

Die technischen Anforderungen der Rückfußprothetik gestalten sich vielfältig und anspruchsvoll. Grundsätzlich beeinflusst der Verlust des Vor- und Mittelfußes das Balancegefühl des Körpers sowohl in der Statik wie auch in der Dynamik beträchtlich. Durch die nahezu halbierte Unterstützungsfläche wird die Fortbewegung des Rückfußamputierten sowohl im gangsymmetrischen Abrollverhalten als auch in der Sicherung proximal liegender Gelenke signifikant beeinträchtigt.

Ganganalytische Auswertungen zeigen unmissverständlich, dass die durch den Wegfall des Vorfußes entstehenden muskulären Defizite sowie die auftretenden Momente in der Fortbewegung durch sprunggelenkfreie Versorgungsformen biomechanisch nicht kompensiert werden können [4]. Insofern profitiert jeder Rückfußstumpf von einer funktionellen und das Sprunggelenk stabilisierenden unterschlenkellangen Führung [4, 10, 17, 18].

Auch wenn die Praxis in Ausnahmefällen zeigen kann, dass Patienten mit Chopart- oder Grenzzonen-

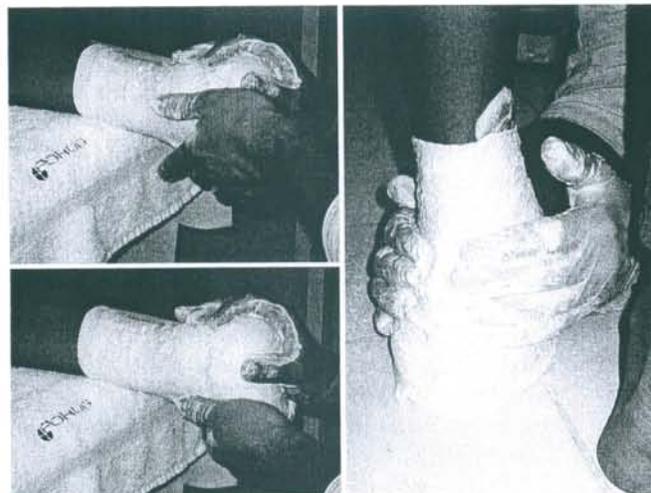


Abb. 4 Manuelle Ausformung der Be- und Entlastungszonen am Gipsnegativ.

Amputationen am Rückfuß, wie zum Beispiel bei einer Bona-Jäger-Amputation, mit sprunggelenksbeweglichen Silikonprothesen erfolgreich versorgt werden können, sollte an dieser Stelle betont werden, dass

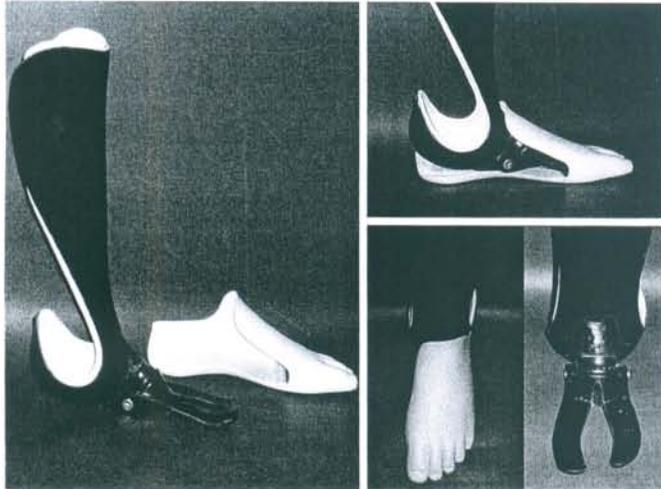


Abb. 5 Geringe Aufbauhöhe durch spezifische Zurichtung und Anbau einer konfektionierten TruStep-Vorfußfeder.

diese Versorgungsvariante stabile und gut belastbare Stumpfverhältnisse voraussetzt (Abb. 3).

In der Rückfußprothetik bilden aus der kompensatorischen Fehllage korrigierte funktionelle Positivmodelle des Stumpfes die Basis für ein gutes prothetisches Ergebnis. Nach wie vor bietet hier die bewährte Methode des Gipsabdrucks die besten Voraussetzungen, um alle wichtigen Informationen zu erhalten. Gerade bei den langen Rückfußstümpfen nach Pirogoff und Chopart wird der korrigierende Druckaufbau sowie die manuelle Formgebung des plantaren Reliefs während des Abdrucks dringend benötigt (Abb. 4). Es können auch Nachkorrekturen am Gipspositiv erforderlich werden. In Abhängigkeit zum Amputationsniveau sowie zu den Stumpfverhältnissen kann der Formabdruck unter Teilbelastung oder Belastung durchgeführt werden.

Die Pasteauswahl, bei der gewissenhaft die Zweckmäßigkeit zu prüfen ist, orientiert sich an den Bedingungen des Amputationsniveaus sowie den Stumpfverhältnissen (Hautzustand, Muskelzustand, Bewegungsumfang etc.). Während für die Versorgung eines Syme-Stumpfes mit einer Verkürzung von ca. sechs bis zehn cm bereits eine passable Palette an Fußpassteilen zur Verfügung steht, stellt sich diese bei den längeren Amputationsniveaus

wie Pirogoff/Spitzzy oder Chopart-Stümpfen leider in nur sehr begrenztem Rahmen dar. Seit Jahren werden von industrieller Seite viel zu üppig proportionierte, sogenannte Chopartplatten aus Carbonfaser angeboten, die leider nicht in der Lage sind, die Dynamik und Aktivität des Patienten adäquat zu unterstützen. Hier sind dringend neue Gedankenansätze und innovative Entwicklungen gefordert. Gerade bei Chopart- und Pirogoff-Stümpfen ist die zur Verfügung stehende Aufbauhöhe sehr begrenzt und dennoch benötigen gerade diese Stümpfe

sowohl puffernde, federnde und gelenkige Verbindungen. Hierbei können sowohl marktübliche Fußsysteme modifiziert als auch im Eigenbau hergestellte dynamische, gesplittete oder im Schichtbau konstruierte Prepreg-Federsysteme mit minimalen Aufbauhöhen zum Einsatz kommen (Abb. 5).

Bei der Versorgung von druckempfindlichen, sensiblen Rückfußstümpfen sowie jenen älterer und möglicherweise wenig aktiver Mitmenschen sollte darauf geachtet werden, dass „weiche“ Fußsysteme zum Einsatz kommen, die auch bei einem weniger dynamischen Gangablauf und wenig eingebrachter Kraft eine regelrechte Abrollung ermöglichen.

Für die Schaftgestaltung sind aufgrund des zur Verfügung stehenden geringen Bau-raums Materialien gefragt, die die Herstellung einer möglichst dünnen und doch stabilen Hülle erlauben. Die Kombination von Hochtemperatur vernetzten HTV-Silikonem und Prepreg-Verbänden hat sich im Versorgungsalltag etabliert und liefert auch in der funktionalen Betrachtung sehr gu-

te Ergebnisse [4, 12, 16, 17]. Auch Carbonlaminat mit Weichwandinnenschichttechniken können in vielen Fällen minimalistisch gestaltet werden [1, 10].

Die wesentlichen Zieldefinitionen und Anforderungen an eine adäquate Rückfußprothetik lassen sich wie folgt zusammenfassen:

- Flächige Lastaufnahme im Prothesenschaft zur reizfreien Stumpfbettung,
- Wiederherstellung der Unterstützungsfläche sowie der Geh- und Stehfähigkeit,
- biomechanische Kompensation des muskulären Ungleichgewichts,
- Wiederherstellung der Knie-sicherheit und des Balanceverhaltens,
- Berücksichtigung noch vorhandener Gelenkbewegungen,
- schlanke Gestaltung; „konfektionsschuhtauglich“,
- Einsatz dynamischer gewichts-adaptiver Fußpaßteile.

Die Qualität der prothetischen Versorgung bemisst sich letztendlich an der erfolgreichen Umsetzung dieser geforderten Kriterien.

## Prothesen-Schaft-gestaltungsvarianten für Rückfußstümpfe

Die Rückfußprothetik bietet eine breite Palette an Schaftgestaltungsvarianten, die sich an den vorhandenen klinischen Verhältnissen des Rückfußstumpfes sowie den Anforderungen, Wünschen und Bedürfnissen des Patienten orientieren.

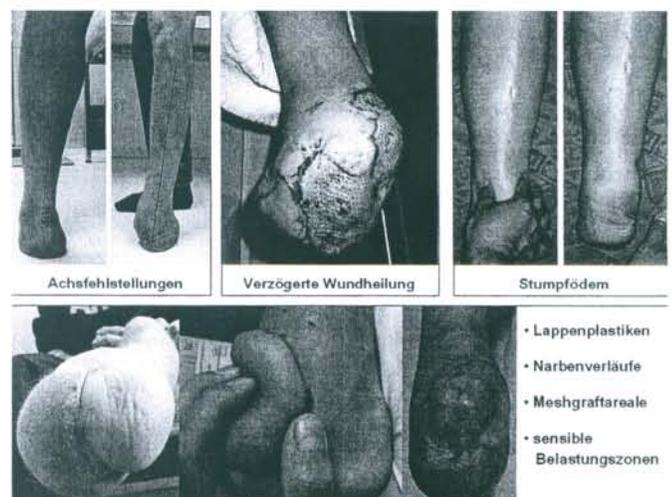


Abb. 6 Limitierende klinische Faktoren in der Rückfuß-Prothetik.

Die limitierenden klinischen Faktoren (Abb. 6) können sich bei diesen Stümpfen leider vielseitig darstellen:

- Achsfehlstellungen im OSG und USG,
- knöcherne Achsfehlstellungen,
- großflächige Lappenplastiken und belastungssensible Meshgraftareale,
- Wundheilungsstörungen (vor allem bei AVK- und Diabetes-Patienten),
- ungünstig liegende oder keloidäre Narbenverhältnisse,
- schlechte bindegewebige Hautdeckung,
- sensible Hautareale in Hauptbelastungszonen des Stumpfes.

Glücklicherweise hat man es bei den Operateuren, die sich mit der Rückfußprothetik beschäftigen, meistens mit funktional denkenden Klinikern zu tun, die gemeinsam mit dem Orthopädie-Techniker den Kampf um den Gliedmaßen-erhalt angetreten haben. In Abhängigkeit zu den oben beschriebenen Amputationsniveaus und ohne Anspruch auf Vollständigkeit sollen im Folgenden unterschiedliche Gestaltungsvarianten für Prothesenschäfte beschrieben werden.

### Prothesenschäfte nach Chopart-Amputationen

Die Chopart-Amputation ist die einzige Rückfußamputation, bei der die Funktion des oberen Sprunggelenks erhalten bleibt. Obgleich nahezu kein aktiver Vorfußhebel zur Verfügung steht, können Chopart-Stümpfe mit stabilen Stumpfverhältnissen durchaus sprunggelenkbewegliche Prothesenversorgungen nutzen. Bewährt hat sich bei der Versorgung stabiler Chopartstümpfe die Versorgung mit sprunggelenkbeweglichen Silikon-Fußprothesen (Abb. 7). Aufgrund der flexiblen Eigenschaften des Grundwerkstoffes Silikon können die Schaftträger deutlich proximaler gehalten werden als bei der Verwendung konventioneller Schaftmaterialien. Es ist darauf zu achten, dass die sprunggelenkbewegliche Prothese in ihrer Abrollcharakteristik weich zu gestalten ist, da der kurze Chopart-Stumpf sonst kaum in der Lage ist, die durch den langen Vorfußhebel in der Dynamik

auf tretenden Kräfte zu kompensieren. Burger et al. konnten in ihrer biomechanischen Studie [6] nachweisen, dass Prothesenträger mit Chopart-Amputationen durch die Versorgung mit Silikon-Fußprothesen eine höhere Ganggeschwindigkeit, eine Reduktion der ungewollten plantarflektierenden Momente beim Fersenauftritt sowie deutliche Verbesserungen beim Zehenabstoß in der terminalen Standphase erzielen konnten.

Die Versorgungserfahrungen zeigen jedoch, dass die funktionalen Gewinne der sprunggelenkbeweglichen Silikon-Chopart-Prothese limitiert sind. Sowohl bei langen Wegstrecken als auch bei hohen Beanspruchungen, wie zum Beispiel beim Sport oder schweren körperlichen Arbeiten, stößt diese Versorgungsmethode an ihre Grenzen.

Eine ausnehmend gute funktionale Versorgungsform stellt die Silikon-Chopart-Prothese in Kombination mit einer Prepreg-Adaptivorthese dar (Abb. 8). Die dünne Orthese kann mühelos über die Silikon-Fußprothese geschoben und adaptiert werden. Durch den Faseraufbau der Carbon-Prepregfaser ist die Festigkeit und dynamische Wirkungsweise der Versorgung individuell gestaltbar. Die Adaptivorthese trägt nur minimal auf und ermöglicht in vielen Fällen das Tragen eines Konfektionsschuhs. Sie wird in der Regel dann eingesetzt, wenn höhere Beanspruchungen durch lange Wegstrecken, schwere körperliche



Abb. 7 Sprunggelenksbewegliche Chopart-Silikon-Fußprothese.

Arbeiten oder sportliche Betätigungen auftreten. Auch hier wurde die biomechanische Wirkungsweise untersucht [4]. Blumentritt et al. konnten in ihrer Studie nachweisen, dass durch diese Versorgungsvariante eine Wiederherstellung der wichtigen biomechanischen Gelenkmomente erzielt werden kann.

Eine ebenfalls bewährte fußprothetische Versorgung des Chopart-Stumpfes stellt die Rahmenprothese nach Botta dar [1, 2, 10]. Diese Konstruktion ermöglicht in der Standphase eine konstruktionsabhängige Sprunggelenksbeweglichkeit im oberen Sprunggelenk mit einem Bewegungsumfang von ca. zehn bis 15 Grad. Der Fußstumpf wird im Dreipunkt-System über ein Keilelement im Rahmenschaft vollflächig verankert. Durch einen besonderen Zuschliff der Rahmenprothese kann der Bewegungsumfang des oberen Sprunggelenks gezielt eingestellt werden. Es ist darauf zu achten, dass die suprakalkaneare Führungszone der Rahmenprothese nicht zu tief geschliffen wird, da ansonsten eine zu große ROM im oberen Sprunggelenk auftritt, die die physiologischen Abläufe destruiert.

Bei Chopart-Stümpfen mit sensiblen Stumpfendebereichen, Lappenplastiken oder meshgraftgedeckten Hautarealen scheidet die zuvor beschriebenen Versorgungsvarianten in der Regel aus, da diese Stümpfe selten in der Lage sind, die dynamischen Kräfte während des Gehens aufzunehmen. In diesen Fällen sollte eine stabilisierende Rückfuß-Rahmenprothese gewählt werden, bei der die Sprungge-

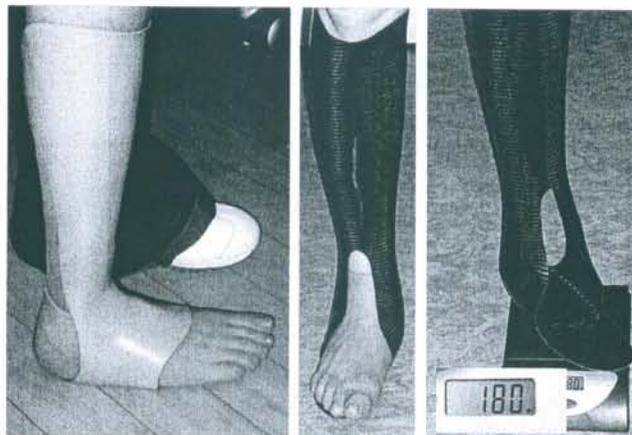


Abb. 8 Chopart-Silikon-Prothese mit Prepreg-Adaptivorthese.

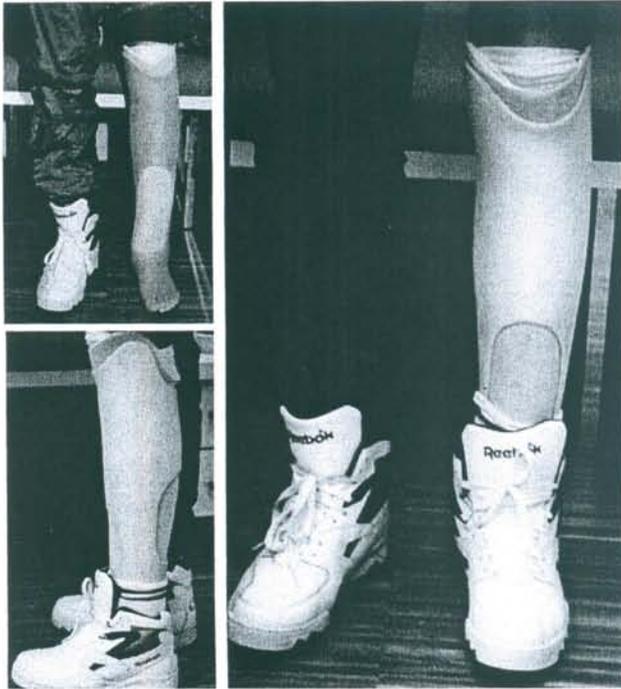


Abb. 9 Chopart-Rückfuß-Rahmenprothese ohne Gelenkbewegung.

lenksbewegung blockiert ist. Der Schaft wird proximal bis unter das Knie geführt und gewährt eine Umverteilung der stumpfendbelastenden Bodenreaktionskräfte auf den Unterschenkel (Abb. 9).

#### Prothesenschäfte nach Pirogoff/Spitzzy/Boyd-Amputationen

Die meisten Pirogoff-Stümpfe stellen sich leicht birnenförmig dar. Diese Amputationsart wird stets mit unterschenkellangen Schaftsystemen versorgt. Das Stumpfende ist in der Regel voll belastbar. Die Gestaltung des Schaftsystems kann in der oben beschriebenen Rahmen-schafttechnik mit einem formausgleichenden flexiblen Weichwandinnenschaft erfolgen. Hierbei ist darauf zu achten, dass die plantare Stumpfendbettung den anatomisch-aufsteigenden Verlauf des Fersenbeines nachempfindet. Bei sehr voluminösen Stumpfverhältnissen kann der Innenschaft auch aus Mikrokork gefertigt werden. Dieser ermöglicht die Ausführung in einer dünneren Schaftwandung bei Aufrechterhaltung ausreichender Stabilität.

Trotz operativer Fusion zwischen Kalkaneus, Tibia und Fibula können beim Pirogoff- oder Boyd-Stumpf im distalen Verlauf immer wieder varisierende Tendenzen beobachtet werden. In diesen Fällen ist unbedingt darauf zu achten, dass der Prothesenfuß dezent lateralisiert wird.

Bei größeren Achsabweichungen kann es notwendig werden, den Schaft mit einem asymmetrischen Zuschliff zu versehen (Abb. 10).

Eine interessante Schaftgestaltungsvariante bietet die Silikon-Carbon-Rahmenschafttechnik (Abb. 11). Im geschlossenen Verbund gewährt der in das Silikon eingebettete Carbon-Rahmenschaft die Übertragung der Kräfte und Momente in der Dynamik. Die Haftung und Führung dieses Schaftsystems wird durch eine abschließende Silikonhaut gesichert; weite Areale dieser Schaftkonstruktion stellen sich flexibel dar.

#### Prothesenschäfte nach Syme-Amputationen

Die Syme-Prothese orientiert sich stark an den unterschenkel-prothetischen Gestaltungskriterien; auch ist der Stumpf durch den Erhalt der Fußsohlenhaut oftmals endbelastbar. Leider ist das Stumpfende nicht immer so kompakt und konturiert, wie das zum Beispiel beim Pirogoff-Stumpf der Fall ist. Die Sohlenhaut ist verschiebbar, wodurch das ohnehin breitere Stumpfende die zirkuläre Stabilisierung durch den Prothesenschaft dringend benötigt. Je nach Stumpf-form kann der Syme-Stumpf entweder mit einem formausgleichenden Weichwandinnenschaft oder einem formadaptierten Silikon-Liner versorgt werden. Die Außenschaftgestaltung kann entweder in einer zirkulären Containertechnik (Abb. 12) oder in einer ventral geführten Rahmenbauweise erfolgen. Bei letzterer Variante ist darauf

zu achten, dass der proximale Abschluss im Wadenbereich nahezu zirkulär geführt wird. Die Syme-Prothesen erlauben meist eine breite Auswahl unterschiedlicher Fußsysteme und können im Alltag – hochfunktional – auch für sportliche Zwecke zum Einsatz kommen.

#### Fazit

Die Fokussierung auf den Schaftbau der Prothese, unter Berücksichtigung aller technischen Möglichkeiten, hat einen wesentlichen Einfluss auf die Leistungsfähigkeit des Prothesenträgers.

Die Betrachtung der Bewegungsabläufe Rückfuß-Amputierter lässt aus biomechanischer Sicht wenig Spielraum in der prothetischen Gestaltung offen. Die kombinierte Versorgungsform einer Rückfußprothese mit stabilisierender Adaptivorthese hat sich bei den Chopart-Amputationen im Versorgungsalltag als zukunftsweisende Versorgungsvariante herausgestellt. Pirogoff- und Syme-Stümpfe werden mit kombinierten Schaftgestaltungsvarianten Liner/Innenschaft und Carbon-Rahmen-/oder Containerbauweise konstruiert und erfolgreich versorgt. In Verbindung mit dynamischen Fußkonstruktionen können diese Prothesenschäfte ein großes Leistungsspektrum im Lebensalltag des/der Amputierten abdecken.

Der Orthopädie-Techniker ist bei den vielen differenzierten Formvarianten des Rückfußstumpfes stark

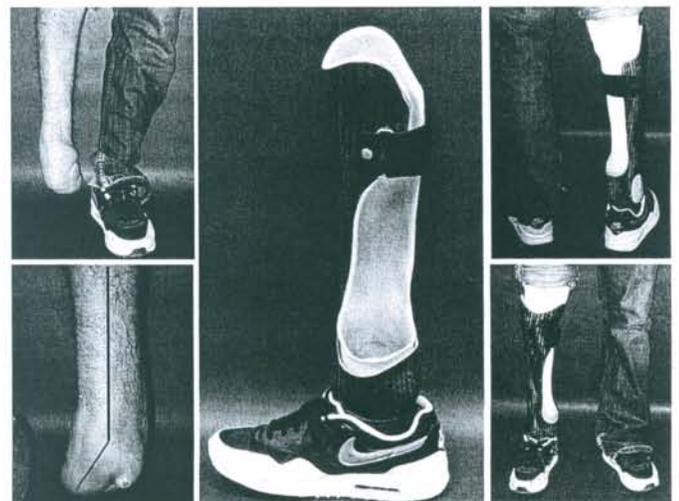


Abb. 10 Asymmetrischer Schaftzuschliff beim Boyd-Stumpf.

gefordert und muss für eine gute Prothesenversorgung den Variantenreichtum der technischen Möglichkeiten kennen, wie er auch über

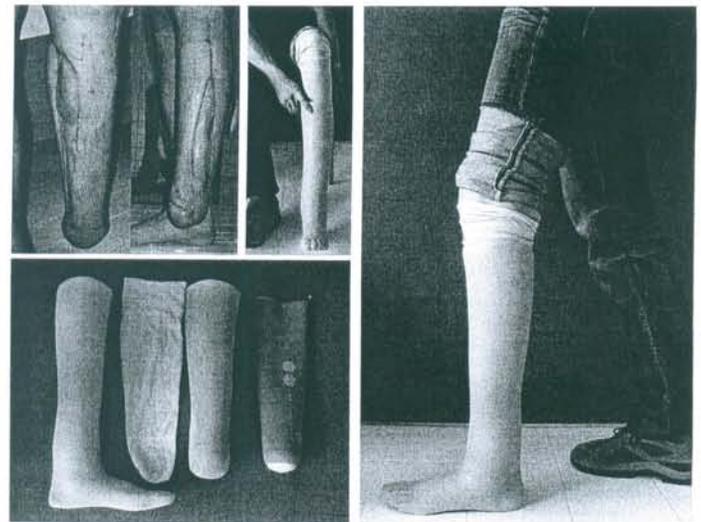
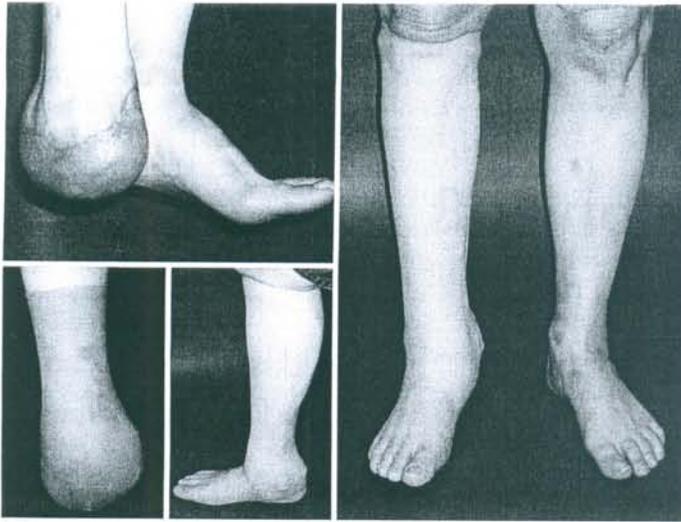


Abb. 11 Silikon-Carbon-Rahmenschaftprothese mit integriertem dorso-medialen innenliegendem Zip-Verschlusselement.

Abb. 12 Unterschenkelklinge Syme-Prothese mit Silikonenschutzliner, Weichwandinnenschicht und Carbon-Gießharzcontainer.

eine fundierte Materialkenntnis und exzellente handwerkliche Fertigkeiten verfügen muss.

Unter der Voraussetzung einer stabilen Stumpfsituation (Muskulatur, Hautverhältnisse, Stumpfdeckung) bieten Gliedmaßen erhaltende Amputationstechniken im Bereich des Rückfußes aufgrund längerer Hebelverhältnisse und vergrößerter Lastaufnahme Flächen wertvolle funktionale Vorteile gegenüber einer Unterschenkelamputation. Leider werden die hier geforderten indivi-

duellen Möglichkeiten und Versorgungsvarianten im Rahmen pauschaler Prothesenverträge und eines regressiven Genehmigungsverhaltens seitens der Kostenträger viel zu wenig berücksichtigt und geschätzt. Es verwundert deshalb nicht, wenn nicht immer die technisch besser geeignete Prothese, sondern die vom Kostenträger bewilligte Variante zum Einsatz kommt.

Das Versorgungsziel des Orthopädie-Technikers sollte stets in einer qualitativen, an den klinischen

und sozialen Bedürfnissen des Anwenders orientierten Prothesenversorgung gesucht werden, denn nur so kann für alle in den Versorgungsprozess involvierten Parteien die bestmögliche Effizienz und Nachhaltigkeit der Versorgung gesichert werden.

#### Der Autor:

Michael Schäfer, OTM

Pohlig

Grabenstätter Str. 1

83278 Traunstein

#### Literatur

- [1] Baumgartner, R., P. Botta: Amputation und Prothesenversorgung, Thieme-Verlag, 2008
- [2] Baumgartner, R., M. Möller, H. Stinus: Orthopädie-Schuhtechnik, Maurer-Verlag, 1. Auflage, 2011, 107-125
- [3] Bellmann, D.: Ein neuer Vorfußprothesentyp, Med. Orth. Tech. 107 (1987), 21-22
- [4] Blumentritt S., E. Ludwigs: Teilfußamputation: Anatomie und Biomechanik - Zur Rehabilitation von Teilfußamputationen, Med. Orth. Tech. 131 (2011), 25-38
- [5] Brückner, L., M. Steen: Probleme differenzierter Rückfußamputationen, Med. Orth. Tech. 131 (2011), 45-56
- [6] Burger, H., D. Erzar, T. Maver: Biomechanics of walking with silicone prosthesis after midtarsal (Chopart) disarticulation, Clin. Biomech. 24 (2009), 510-516
- [7] Dederich, R.: Amputation der Gliedmaßen, Thieme-Verlag, 1987, 134-143
- [8] Dillon M., T. Barker: Comparison of gait of persons with partial foot amputation wearing prosthesis to matched control group: Observational study, Journal of Rehabilitation, Research & Development JRRD 45 (2008), 1317-1334
- [9] Fischer, W.: Die plastische Versorgung von Fußkurzstümpfen anstelle des Pirogoff oder der Unterschenkelamputation, Diss. Leipzig, 1947
- [10] Hauser, D.: Prothetische Versorgungsmöglichkeiten von Vor- und Rückfußstümpfen - Ein Erfahrungsbericht, Fuß & Sprunggelenk 5 (2007) 184-191
- [11] Laserich, D., T. Schmalz, S. Blumentritt, B.-D. Katthagen: Ganganalytische und subjektive Beurteilung der Silikon-Vorfußprothese, Med. Orth. Tech. 123 (2003), 55-68
- [12] Leininger, A., A. Schmidt: Silikon-Vorfußprothesen - Möglichkeiten und Grenzen, Med. Orth. Tech. 128 (2008), 37-45
- [13] Schäfer, M.: Silikone in der Technischen Orthopädie, Med. Orth. Tech. 128 (2008), 7-16
- [14] Schäfer, M.: Gestaltungskriterien und Klassifizierung von Fußprothesen aus Silikon, Orthopädie-Technik 51 (2000), 897-703
- [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] Schäfer, M., O. Gawron: Orthopädie-technische Gestaltungskriterien zur Verbesserung des Schaftkomforts in der Beinprothetik, Orthopädie-Technik 61 (2010), 512-523
- [17] Schede, M.: Über partielle Fußamputationen, Klein. Vorträge, Chirurgie 24, 1874, 72-73
- [18] Söderberg, B.: A new trim line concept for trans-tibial amputation prosthetic sockets, Prosthetics and Orthotics International 26 (2002), 159-162

