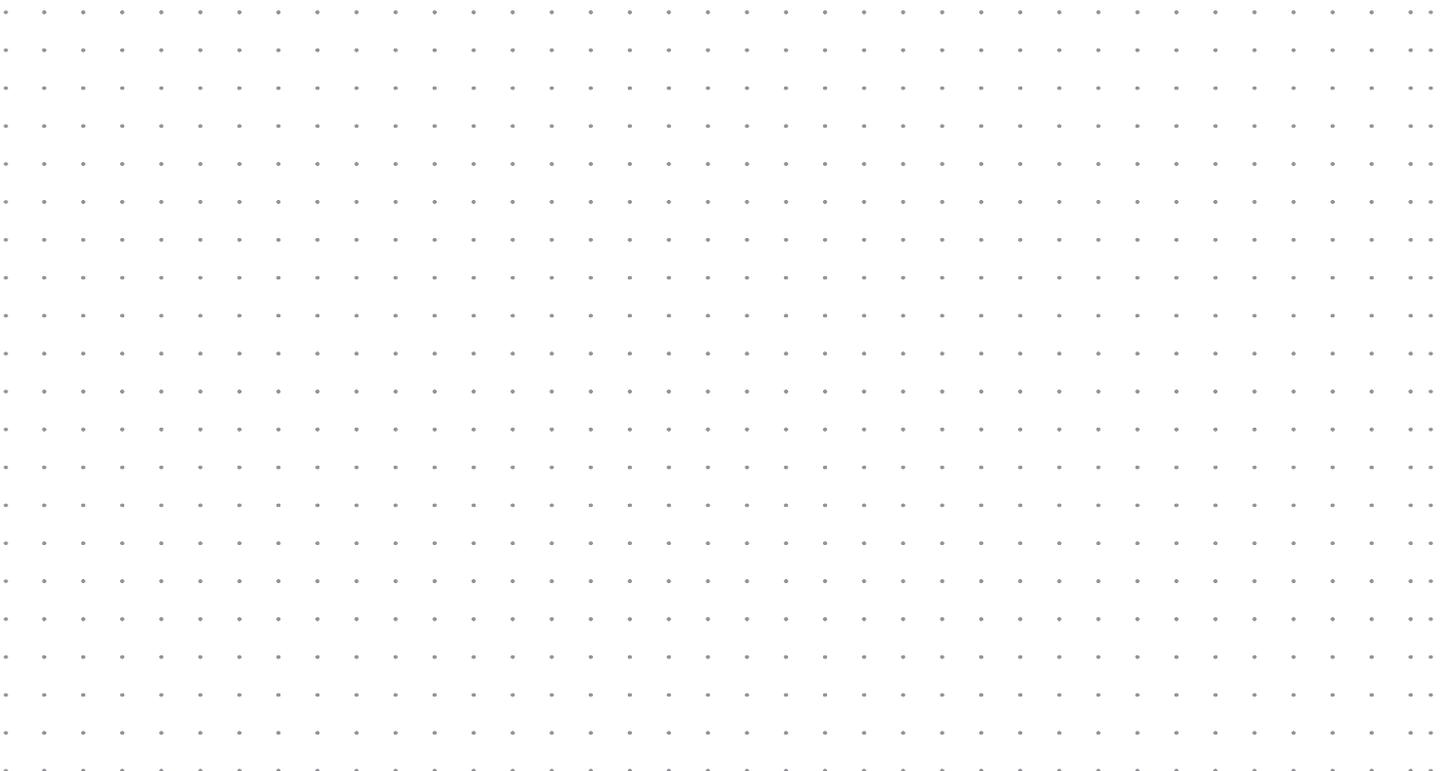


# Fachliteratur Prothetik

## Funktionale Schaffttechnik

O. Gawron, H. Kroll, M. Schäfer, T. Baumeister, M. Rehg, S. Wiedmann Verlag Orthopädie-Technik 2012/9



O. Gawron, M. Schäfer, H. Kroll, T. Baumeister,  
M. Rehg, S. Wiedmann

## Funktionale Schafttechnik

Schlüsselfaktor für den erfolgreichen Einsatz moderner  
Beinprothesensysteme

Functional Socket Technology

Key factor for the successful use of modern leg prosthesis systems

Ein gut funktionierender Schaft reflektiert das Zusammenspiel mehrerer wichtiger Faktoren. Eine genaue Passform, entsprechend der Stumpfbeschaffenheit, richtig ausgewählte Schaftmaterialien sowie ein korrekter biomechanischer Aufbau sind hierfür die wesentlichen Merkmale [1]. Durch die technologischen Fortschritte und Weiterentwicklungen moderner Prothesenpassteile werden den Anwendern auch von dieser Seite zunehmend mehr Gebrauchsvorteile für den Lebensalltag zur Verfügung gestellt. Neue Funktionen wirken sich dabei nicht nur positiv auf die Nutzung aus, sondern können auch neue oder verstärkt auftretende Kräfte zwischen Stumpf und Schaft bewirken. Das kann in verschiedenen Anwendungsbereichen dazu führen, dass die Scher- und Belastungskräfte auf den Stumpf zunehmen. Gerade in Kombination mit modernen Passteilen wird deutlich, welche zentrale Bedeutung die Gestaltung des Prothesenschaftes erfüllt.

A well functioning socket is the result of the interaction of several important factors. Precise fit, correct selection of socket materials depending on residual limb conditions and correct biomechanical alignment are the major features [1]. Due to technological advances and developments in modern prosthesis components, a growing number of benefits for daily routine are being made available to users from this aspect as well. However, new functions have not only a positive effect on use, but can also activate new or stronger forces between the residual limb and the socket. In several areas of use, this can result

in an increase in shear and load forces on the residual limb. Especially in combination with modern components, the key role of prosthesis socket design becomes clear.

### Einleitung

Trotz technisch höchst anspruchsvoller Weiterentwicklungen industriell angefertigter Prothesenpassteile stellt der Prothesenschaft, als orthopädie-technisches, individuelles Handwerksprodukt in der Gesamtbetrachtung einer Prothese nach wie vor das wichtigste Bauteil dar. Er agiert als direkte Schnittstelle zwischen Mensch und Technik und hat dabei wesentliche Aufgaben der Prothesen-Ansteuerung, der Kraftaufnahme und der Weiterleitung zu erfüllen. Ausgeklügelte, moderne Mikroprozessortechnik von passiv oder aktiv funktionierenden Fuß- und Kniesystemen kann nur dann effektiv genutzt werden, wenn dem Anwender eine kontinuierliche und stabile Ansteuerung dieser Bauteile gelingt. Innovative Prothesenpassteile bieten neuartige Funktionen und ein erweitertes Anwendungsspektrum für die Prothesenträger. Dies wirkt sich allerdings nicht nur positiv auf die Nutzung aus. Die zunehmende Funktionalität und verbesserte Nutzungseigenschaften können auch erhöht auftretende Kräfte zwischen Stumpf und Prothesenschaft bewirken. Hinzu kommt, dass technisch aufwendigere Bauteile oftmals ein höheres Eigengewicht als einfachere Konstruktionen haben. Beide Faktoren führen dazu, dass sich die pseudarthrotischen Scher- und Belastungskräfte, die auf den Stumpf wirken, erhöhen [9, 10, 11].

Damit der Stumpf in die Lage versetzt wird, diese Kräfte gleichmäßig

aufzunehmen, bedarf es einer optimalen Schaftanpassung. Durch welche konstruktiven Maßnahmen und vor allem mit welchem Schaftdesign kann dieses Ziel erreicht werden? Wie kann trotz erhöhter Anforderungen an den Amputationsstumpf der wichtige Schaftkomfort für den Anwender erhalten werden?

Entscheidend ist, dass es zu möglichst wenigen Stumpfbewegungen im Schaft und zu möglichst wenigen Bewegungen der knöchernen Strukturen innerhalb der Weichteile kommt [5]. Hierin liegt die Herausforderung für unser orthopädie-technisches Handwerk.

Der Artikel beschäftigt sich mit den Anforderungen, den Konstruktionspunkten sowie der modernen Schafttechnik.

### Anforderungen

Die Anforderungen an einen Prothesenschaft sind nach dem ISO Standard 13405-1 und -2 wie folgt definiert:

- Übertragung von axialen Kräften zur Lastaufnahme.
- Übertragung von horizontal gerichteten Kräften zur Steuerung der Prothese.
- Haftvermittlung zwischen Amputationsstumpf und Prothese.

Betrachtet man den Gangzyklus genauer, wird deutlich, dass die Kräfte nicht immer so differenziert auftreten, wie es der ISO-Standard zunächst vermittelt. In der Standphase zeigen sich die axialen Kräfte nur im Moment der mittleren Standphase weitgehend isoliert. Während des Fersenauftritts zu Beginn der Standphase sowie im weiteren Verlauf bis zur terminalen Standphase treten neben den



Abb. 1 Stumpfbewegungen im Prothesenschaft während der Standphase.

axialen Kräften auch horizontal wirkende Kräfte auf. Der Grund dafür ist, dass man in der Standphase nicht nur isoliert steht, sondern auch ein Bewegungsablauf von der Schrittvorlage in die Schrittrücklage stattfindet. Zusätzlich kommt es auch in der Transversalebene, bedingt durch die Muskelarbeit und die damit verbundenen permanenten Änderungen des Muskelreliefs, zu Scherbelastungen zwischen Stumpf und Prothesenschaft. Das bedeutet, dass sich im Ablauf der Standphase der Stumpf innerhalb des Prothesenschaftes, wie in Abbildung 1 dargestellt, bewegt. Je unzureichender die Führung des Stumpfes innerhalb des Schaftes ist, desto größer werden die Bewegungen und die dadurch auftretenden Belastungskräfte sein. Dieser Umstand wird sich nie komplett vermeiden lassen, da der Stumpf keine harte Oberfläche aufweist und dadurch mechanisch gesehen keine feste Einheit mit dem Prothesenschaft bildet. Zudem bewegt sich das Femur innerhalb des umgebenden Weichgewebes.

Auch in der Schwungphase zeigen sich nicht nur horizontal gerichtete Kräfte. Hier kommt es zu Bewegungen des Femurs im Weichgewebe und zwischen Stumpf und Schaft, wie in der Abbildung 2 veranschaulicht wird. Folglich treten im gesamten Ablauf des Gangzyklus in der Frontal-, Sagittal- und Transversalebene pseudarthrotische Scher- und Belastungskräfte auf. Daraus ableitend besteht für den Prothesenbauer die Verpflichtung, dafür Sorge zu tragen, dass keine unnötigen Pseudarthrosen im Oberschenkelenschaft bestehen. Mangelhafte Ausführungen von Prothesenversorgungen, wie sie in Abbildung 3 zu sehen sind, dürften nicht existieren. Im Volumen zu kleine Schäfte mit proximalen Weichteilwülsten (Abb. 3, links) beeinträchtigen die Führungseigenschaften und den Schaftkomfort für den Anwender ebenso nachhaltig wie Schäfte, die den Stumpf nur im proximalen Bereich führen (Abb. 3, Mitte), oder Prothesenschäfte mit viel zu großem Volumen (Abb. 3, rechts). Leider ist die Studienlage zum Thema „Pseu-

darthrosen im Oberschenkelenschaft“ sehr dürftig. Aus dem deutschsprachigen Raum sind den Autoren nur die Studien der Klinischen Prüfstelle für Orthopädische Hilfsmittel des Universitätsklinikums Münster bekannt [9, 10, 11]. Ein Ergebnis ist, dass der Prothesenhub bei tuberunterstützten Schäften im Mittel um den Faktor zwei größer ist als bei sitzbeinungreifenden Schäften. Da die tuberunterstützende Schafttechnik aus weitläufig bekannten Gründen jedoch noch in Ausnahmefällen zur Anwendung kommt, kann diesem Vergleich letztendlich nur wenig Praxisrelevanz abgewonnen werden.

## Konstruktionspunkte

Ein wichtiger Aspekt bei der Schaftkonstruktion ist die Abstimmung des korrekten Schaftvolumens. Man kann davon ausgehen, dass ein optimal verdichtetes Stumpfsgewebe dazu beiträgt, dass die Bewegung des Femurs innerhalb der Weichteile so gering wie möglich ist und der Stumpf in dieser Situation auch so wenig wie möglich innerhalb des Schaftes verkippt. Dadurch können auftretende pseudarthrotische Scher- und Belastungskräfte gering gehalten werden. Wie findet man das richtige Schaftvolumen? Das korrekte Schaftvolumen ist in der Hauptsache von der Gewebeschaffenheit des Stumpfes abhängig. Diese konstruktive Anforderung stellt zwar keine neue Erkenntnis dar, eine adäquate Umsetzung in der täglichen Praxis kann dennoch als sehr anspruchsvoll bezeichnet werden.

Das von Ferdinand Gottinger entwickelte Zugmaßband ist hierbei eine große Hilfe. Man misst an derselben Position die physiologischen Stumpf-



Abb. 2 Stumpfbewegungen im Prothesenschaft während der Schwungphase.



**Abb. 3** Fehlerhafte Versorgungen, die unnötige pseudarthrotische Scher- und Belastungskräfte am Stumpf hervorrufen.

fumfangsmaße und die Umfangsmaße unter Muskelanspannung mit vier oder zwei kg Zugkraft (Abb. 4). Die Differenz der beiden gemessenen Maße gibt einen ziemlich genauen Hinweis darauf, um wie viel das Schaftinnen- gegenüber dem Stumpfaußenumfangsmaß reduziert werden muss. Im Verlauf der Schaftanpassung muss die korrekte Volumen Anpassung immer im Augenmerk des Technikers bleiben. Ist zum Beispiel die Verstärkung der lateralen Femuranlage notwendig, darf nicht nur die Verbesserung der Anlage im Fokus des Technikers liegen, sondern es muss auch auf das korrekte Schaftvolumen geachtet werden. Führt eine notwendige Schaftanpassung zu einer zu starken Volumenreduzierung, sollte an benachbarten Schaftarealen zum Ausgleich Volumen geschaffen werden. Kann zum Beispiel während der Anpassung zur besseren Endbelastung des Stumpfes die Schaftlänge reduziert werden, muss der Schaft im distalen Bereich gleichzeitig geweitet werden, um das gleiche Schaftvolumen zu behalten.

Für eine möglichst exakte Einbettung des Stumpfes im Prothesenschaft und damit für eine gute Führung sind neben dem Volumen die lichten Weitenmaße in der Schaft-

trittsebene wichtig. Diese sind am Stumpf, mit speziellen Messwerkzeugen, relativ genau zu messen und sollten in der Schaftkonstruktion genau berücksichtigt werden. In der Abbildung 5 sind ein etwa ein Drittel langer Oberschenkelstumpf, ein Maßblatt und zwei Prothesenschäfte zu sehen, die für diese Patientin angefertigt wurden. Beide Schäfte haben das gleiche Volumen. Allerdings unterscheiden sie sich durch unterschiedliche Weitenmaße in der Schafttrittsebene sehr stark voneinander. Der linke Schaft wurde zuerst angefertigt. Die Anwenderin beklagte eine eingeschränkte Führung des Stumpfes im Schaft und dadurch eine eingeschränkte Steuerung der Prothese. Das Maßblatt zeigt, dass bis auf das laterale anterior-posterior Maß alle anderen Weitenmaße in dem alten Schaft größer sind, als es die Stumpfmaße vorgeben. Im rechts abgebildeten Schaft wurde das Volumen entsprechend dem alten Schaft beibehalten, aber die gemessenen Weitenmaße berücksichtigt.

Vergleicht man die beiden Schäfte weiter, fallen die unterschiedlichen Anlageflächen auf. Die korrekte Lage und Gestaltung der Anlagepunkte für die Anstützung bzw. Führung knö-

cherner Strukturen ist ein weiterer wichtiger Aspekt der Schaftkonstruktion. Insgesamt ergibt sich daraus eine ganz andere Schaftform bei gleichem Volumen.

Nur bei Einhaltung der hier dargestellten Konstruktionspunkte Schaftvolumen, Weitenmaße und Anlagepunkte erhält man ein möglichst funktionales Versorgungsergebnis für die Anwender. Nur so kann der Prothesenschaft seinen Anforderungen gerecht werden und eine funktionierende Lastaufnahme, Steuerung und Fixierung erfüllen.

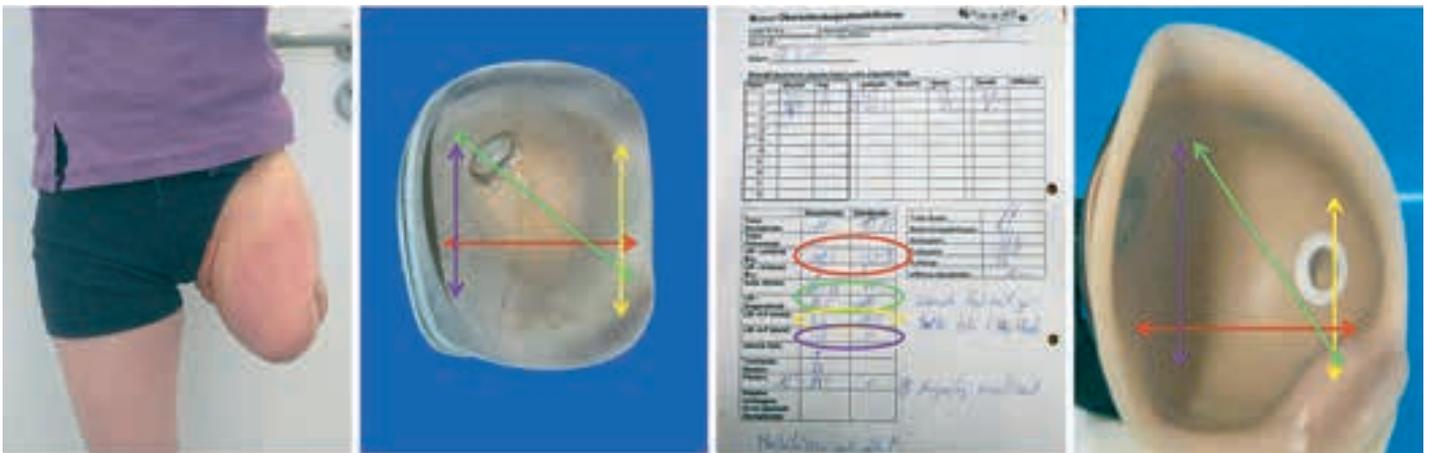
## Schafttechnik

Auf der Suche nach einer möglichst funktionalen und komfortablen Schafttechnik zählt es sich aus, neben den orthopädiotechnischen Aspekten auch die Aussagen und Bedürfnisse der Anwender zu beachten. Aus diesem Grund führen die Autoren immer wieder Befragungen ihrer Kunden nach deren Anforderungen an eine moderne Schafttechnik durch. Zusammenfassend ergibt sich bei den Anwendern für die Zukunft der klar zu formulierende Wunsch nach teilflexiblen und situationsadaptiven Schaftsystemen.

Exemplarisch kann hierfür die Entwicklung moderner Schafttechniken für die Knieexartikulation angeführt werden. Das klassische Versorgungskonzept mit Hart-Weichguß, Weichwand-Innenschaft und supracondylärer Einbettung, wie es in der allgemeinen Literatur beschrieben ist [1], wird von den Autoren nur noch im Einzelfall angefertigt. Als bewährter Standard hat sich hingegen die Versorgung mit einem individuell angefertigten, formadaptierten Silikonliner bewährt. Die Fixierung der Prothese erfolgt entweder mechanisch über einen in den Silikonliner eingearbeiteten Velcro-Verschluss (Abb. 6), über einen Formausgleichsring im Be-



**Abb. 4** Kompressions- beziehungsweise Zugmaßband nach Ferdinand Gottinger.



**Abb. 5** Versorgungsbeispiel: unterschiedliches Schaftdesign bei gleichem Schaftvolumen.

reich der suprakondylären Einfassung oder über ein passives Unterdrucksystem. Die proximale Abdichtung kann entweder über eine Manschette im Bereich des proximalen Schaftendes oder durch den individuellen Silikonabschlussring, der im proximalen Bereich keine Textilbeschichtung hat (Abb. 7), erfolgen. Begleitend wurde jedoch auch das Schaftdesign verändert. Obwohl der Silikonliner die Weichteile vor allem im proximalen Bereich vorverdichtet und stabilisiert, zeigt sich bei Knieexartikulations-Stümpfen gerne eine Tendenz zu einer medio-lateralen Verschiebung während der mittleren Standphase. Diese kompensatorische Bewegung ist stets auf eine ungenügende medio-laterale Führung zurückzuführen und lässt sich durch die Einarbeitung einer anatomischen Stützzone unter-

halb des medio-proximalen Prothesenschaftendes sehr effektiv beseitigen. Um die von den Anwendern geforderte Teilflexibilität zu erhalten, stehen verschiedene technische Varianten zur Verfügung (Abb. 8 und 9). Hier ist die Materialauswahl entscheidend und es eröffnen sich viele Gestaltungsmöglichkeiten zur Umsetzung. So kann man mit der Kombination von konventionellen Werkstoffen wie Leder und Drell kombiniert mit modernen Werkstoffen wie Silikon und Carbon-Epoxidharz-Laminaten bzw. Prepreg (vorimprägnierte Carbonfasern) extrem leichte und partiell hoch flexible Prothesensäfte anfertigen. Durch diese Weiterentwicklungen in der Schafttechnik ergeben sich für den Anwender ein höherer Tragekomfort, eine stärkere Fixierung der Prothese, eine ver-

mehrte Führung des Stumpfes im Prothesenschaft und damit eine verbesserte Steuerungsmöglichkeit für den Anwender. Gegenüber der konventionellen Versorgungstechnik steht damit eine funktionellere Schafttechnik für den Einsatz moderner PASTEILE mit erweiterten Funktionen und der häufig damit verbundenen erhöhten Stumpfbelastung zur Verfügung.

Auch in der Oberschenkelprothetik gibt es in den Bereichen Schaftdesign, Lastübertragung, Fixierung und Materialauswahl Weiterentwicklungen. Hierüber wurde von den Autoren bereits in der Orthopädie-Technik 7/2010 ausführlicher berichtet [7, 8]. In der jüngsten Zeit haben die Autoren eine interkontinentale Kooperation mit dem amerikanischen Prothetiker und Schaftexperten Randall Alley und seinem Unternehmen Biode-



**Abb. 6** Individueller Silikonliner mit eingearbeitetem Velcro-Verschluss.



**Abb. 7** Individueller Silikonliner mit proximal ausgesparter Textilbeschichtung zur Abdichtung bei passiven oder aktiven Unterdrucksystemen.



**Abb. 8** Teilflexible Schafttechnik mit einer Werkstoffkombination aus Silikon, Polyethylen und Carbon-Epoxidharz-Laminat.



**Abb. 9** Teilflexible Schafttechnik mit einer Werkstoffkombination aus Silikon, Leder, Drell, Prepreg und einem EVA-Copolymer.

signs inc. aus den USA gestartet (Abb. 10). Er konnte seine HIFI-Schafttechnologie im Rahmen der Weltleitmesse ORTHOPÄDIE + REHA-TECHNIK 2012 präsentieren und verfolgt mit dieser Technik einen neuen konzeptionellen Ansatz in der Gestaltung von

Oberarm- und Oberschenkel-Prothesenschaften. Hier erfolgt an definierten Belastungs- und Entlastungszonen eine konsequente und konturierte Verdichtung der Weichteile im Umfeld der knöchernen Strukturen mit dem Ziel einer bestmöglichen

Reduktion pseudarthrotischer Bewegungen. Der Anwender profitiert von einer sehr direkt wirkenden Ansteuerung der Prothese durch den Stumpf, die die Bewegungen des Femurs innerhalb des Weichgewebes auf ein Minimum reduziert. Es hat den Anschein, dass auch ein Großteil der Körperlast über die verstärkte Anstützung des Stumpfgebietes aufgenommen werden kann und die Anstützung knöcherner Strukturen zur Lastübertragung entlastet werden können. Die Autoren planen in naher Zukunft, weitere Erfahrungen mit der Versorgung von HIFI-Prothesenschaften zu sammeln.

## Fazit

Die Vorstellungen, wie ein gut passender Prothesenschaft konstruiert und gestaltet sein sollte, basieren nach wie vor auf Hypothesen. Es gibt keine auf wissenschaftlicher Basis erhobenen und nachweisbaren Konstruktionsprinzipien. Aus Sicht der Autoren verdeutlicht dies die Komplexität von Prothesenschaftversorgungen. Gleichzeitig ist es ein Hinweis auf die Verpflichtung, dass sich alle



**Abb. 10** Das HIFI-Schaftsystem – Kooperation zwischen den Firmen Biodesigns inc. von Randall Alley und Pohlig.

mit der Versorgung von amputierten Mitmenschen betrauten Disziplinen mehr um fundiertes Grundlagenwissen bemühen müssen.

Neben der wichtigen Fragestellung zur Schaftkonstruktion besteht der Anspruch, moderne Mess- und Erfassungsmethoden weiter zu entwickeln. Durch die Anwendung moderner Scantechnologien kann zum Beispiel die Außenform eines Stumpfes sehr genau erfasst werden. Aber ohne konventionelle Maßanhaltspunkte erhält man keine ausreichenden Informationen zu den benötigten Schaftmaßen [3]. Der Weg über bildgebende Verfahren wie MRT (Magnetresonanztomographie) ergibt eine genaue Darstellung der Struktur des Stumpfes, wobei die allermeisten MRT-Geräte den Patienten nur liegend erfassen können [4]. Damit ist die Darstellung des Stumpfes nach Auffassung der Autoren hier zu ungenau. Interessant kann diese Technik erst werden, wenn die genaue Kenntnis der Gewebezusammensetzung direkten Einfluss auf die Computer unterstützte Konstruktion des Prothesenschaftes hat. Auch hier ist aus Sicht der Autoren mehr Basiswissen über das Gewebe notwendig. Mit wie viel Druck darf die Hautoberfläche belastet werden? Wie unterschiedlich ist die Belastungsfähigkeit der Haut bei unterschiedlichen Amputationsursachen und Krankheitsbildern? In welchem Umfang kann das Gewebe innerhalb des Stumpfes verdichtet

werden, damit trotzdem noch eine ausreichende Durchblutung gewährleistet ist? Wie kann man das alles genau und verlässlich messen? Solange diese Fragen nicht geklärt sind, wird

eine erfolgreiche Prothesenschaftanpassung nur durch eine strukturiert durchgeführte An- und Ausprobier-technik zu erreichen sein [2, 6]. Entsprechend hoch ist der Anpassungsaufwand und entsprechend wichtig ist eine ausreichende Versorgungserfahrung des Orthopädie-Technikers. Aus diesen Gründen gehört die Versorgung von amputierten Menschen ausschließlich in die Hände von Orthopädie-Technikern, die sich auf diesen Versorgungsbereich spezialisiert haben. Es wird deutlich, dass nur der qualitativ aufwendig angepasste Prothesenschaft eine nachhaltige Versorgung für den amputierten Mensch darstellt.

#### **Für die Autoren**

Olaf Gawron, OTM

Pohlig GmbH

Waldhofer Straße 98

69123 Heidelberg

#### **LITERATUR:**

- [1] Baumgartner, R., P. Botta: Amputation und Prothesenversorgung, Stuttgart, Thieme-Verlag, 2008
- [2] Gawron, O.: Passform und Funktionskontrolle an Oberschenkelprothesen, OT 59 (2008), 480-485
- [3] Gottinger, F.: Biomechanisch konzipierte, programmorientierte Schafttechnologie für die Orthopädie-Technik, MOT (2006), 65-69
- [4] Kafer, T.: Schaftkonstruktion für Oberschenkelprothesen auf der Basis von MRT-Daten, Orthopädie-Technik 63 (2012), 72-75
- [5] Lilja, et. al.: Movements in prosthetic sockets: A comparison between Icross and PTB-Sockets, Abstract Swedish Medical Society (1994), Hygiea
- [6] Schäfer, M.: Optimiertes Anprobeverfahren nach Pohlig in der Oberschenkelprothetik, OT 52 (2001), 332-336
- [7] Schäfer, M.: Das HTV-Silikon-Kontaktschaftsystem nach Pohlig, OT 55 (2004), 739-751
- [8] Schäfer, M., O. Gawron: Orthopädie-technische Gestaltungskriterien zur Verbesserung des Schaftkomforts in der Beinprothetik, OT 61 (2010), 512-523
- [9] Wühr, J.: Stumpfbewegungen im Schaft bei Oberschenkelamputierten: Untersuchungen mit dem Vicon-3-D-Bewegungssystem, MOT 127 (2007), 7-12
- [10] Wühr, J., L. Linkemeyer, K. Barsch, B. Drerup, H. H. Wetz: Vergleich tuberumgreifender und tuberunterstützender Schäfte: klinische und biomechanische Untersuchung; OT 59 (2008), 826-833
- [11] Wühr, J., L. Linkemeyer, S. Schüling, K. Tiemeyer, B. Drerup, H. H. Wetz: Schaftsysteme im Vergleich, OT 61 (2010), 506-511

