

# ORTHOPÄDIE-REPORT

- ENDOPROTHETIK + TRAUMATOLOGIE -

**AKTUELLE FORSCHUNGSRISULTATE**

**KOPF BIS FUSS**

**TOP-NEWS**

Sonderdruck aus OR 2014/2015  
Fortschritte in der prothetischen Versorgung  
beinamputierter Patienten  
(Prof. Dr. Ing. H. Egger)

**ORTHOPÄDIE**

**ORTHOPÄDIE 2015**

# FORTSCHRITTE IN DER PROTHETISCHEN VERSORGUNG BEINAMPUTIERTER PATIENTEN

## IMPROVEMENT IN PROSTHETICS OF LOWER LIMB AMPUTEES

**Autor: Prof. Dr. Ing. Hubert Egger**

Eine Beinamputation bedeutet für den Betroffenen immer einen schwerwiegenden Eingriff in sein bisheriges Leben. Auch wenn sich die technischen Möglichkeiten in den letzten Jahren rasant weiterentwickelt haben, jedes Versorgungsergebnis ist immer ein Kompromiss aus unterschiedlichen Anforderungen.

Einem Prothesenträger mit hohem Mobilitätsgrad kommt es in der Regel auf eine Prothese mit hoher Dynamik und Vielfalt an Funktionen an; er legt Wert auf lange Wegstrecken, die Ausübung sportlicher Tätigkeiten und möglichst viel Mobilität selbst in Extremsituationen. Menschen mit niedrigem Mobilitätsgrad - das sind oft ältere oder betagte Menschen - legen hingegen mehr Wert auf ihr Sicherheitsgefühl; sie müssen sich auf die Prothese verlassen können, der sie bei jedem Schritt ihr ganzes Körpergewicht anvertrauen. Die Minimierung der Sturzgefahr, aber auch die leichte Handhabung beim An- und Ablegen stehen meist bei ihnen im Vordergrund.

So unterschiedlich die Anforderungen sein mögen: Anwender von künstlichen Gliedmaßen sind immer Menschen mit fehlenden Gliedmaßen. Eine Prothese erfüllt damit ihren Zweck immer nur in Verbindung mit dem konkreten Menschen, der sie trägt. Eine gute Prothesenversorgung setzt daher nicht nur Wissen um die technischen Details der Prothese voraus, sondern vor

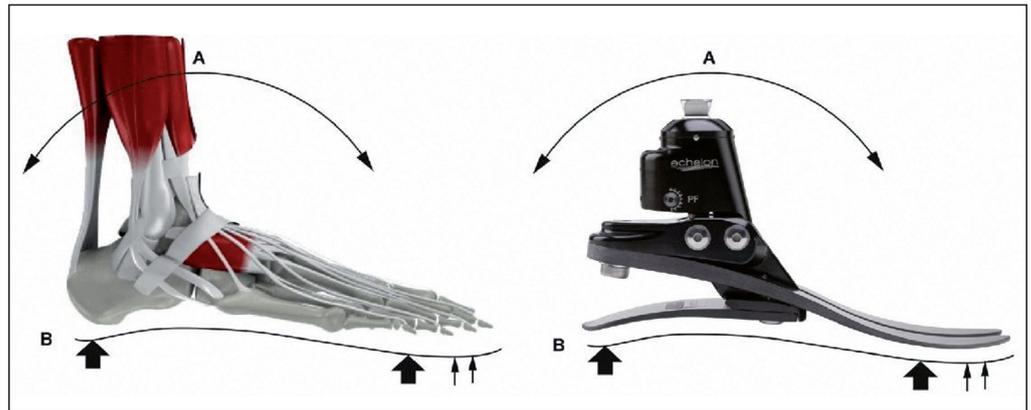


Abbildung 1: Biomechanik des gesunden Fußes und des autoadaptiven Echelon-Fußes von Endolite. Foto: Endolite.

allem Wissen und Verständnis um die individuellen Situationen des Menschen, der diese Prothese trägt.

### Die Rolle der Fußprothese

Um dem Anspruch an möglichst hohen funktionellen Nutzen bei verschiedenen Amputationshöhen gerecht zu werden, besitzen Beinprothesen heutzutage fast ausschließlich einen modularen Aufbau und werden aus unterschiedlichen Passteilen zusammengesetzt. Elektronische Prothesen können zusätzlich eine drahtlose Verbindung zu einem PC oder speziellen Eingabegerät herstellen und verfügen über verschiedene Einstellmöglichkeiten zur individuellen Anpassung. Der Fortschritt ist enorm.

Leider wird die bedeutende Rolle der Fußprothese manchmal unterschätzt und insbesondere bei höheren Amputationsniveaus zum Beispiel dem Prothesenkniegelenk mehr Aufmerksamkeit geschenkt als dem Fußgelenk. Dies ist insofern fraglich, als der Prothesenfuß, genauso wie ein gesunder Fuß, den unmittelbaren Kontakt zum Boden herstellt und seine Merkmale, wie etwa die Fe-

derung, die Dämpfung, die Freiheitsgrade, die Steuerung zum Ausgleich von Bodenunebenheiten usw. ganz wesentlich für das Gangbild und den langfristigen Rehabilitationserfolg verantwortlich sind.

Gewiss lässt sich über die Frage nach den wichtigsten Passteilen kontrovers diskutieren und unterschiedliche Erfahrungen mögen zu unterschiedlichen Schlussfolgerungen führen [1]. Der Prothesenfuß sei dennoch an dieser Stelle etwas näher betrachtet. Studiert man die Kinematik eines gesunden Fußes, werden eine Reihe autonomer Bewegungen im komplex konstruierten Sprunggelenk sichtbar, welche die Balance des Körpers in einem erstaunlichen Ausmaß unterstützen. Heutige High-Tech-Prothesenfüße mit einem autoadaptiven Gelenk sind der Natur eines gesunden Fußes sehr nahe. Die Bewegung A in Abb.1 des Echelon-Fußes von Endolite um die Transversalachse AT durch das hydraulische Knöchelgelenk wird von den Bodenreaktionskräften B während der Standphase ausgelöst. Die viskoelastische Eigenschaft des Gelenks bewirkt, dass dabei einer-

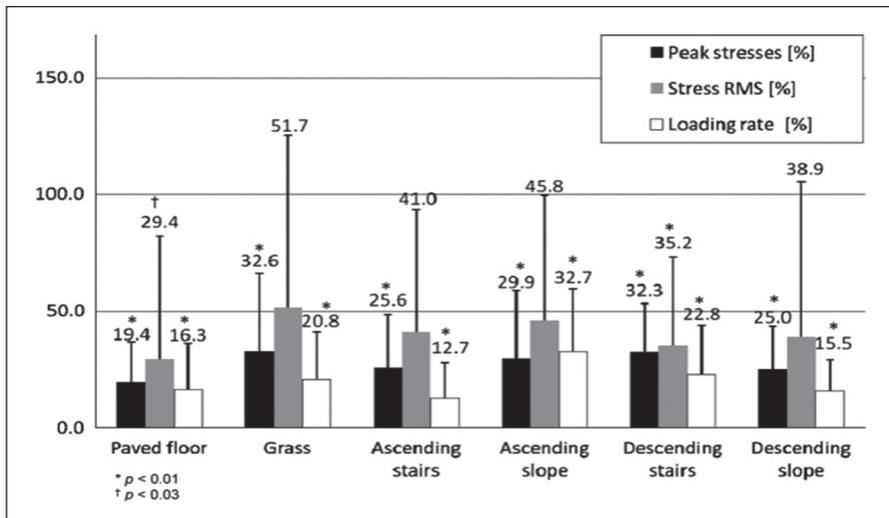


Abb. 2: Verhältnis von hydraulischem zu konventionellem Prothesenfuß bezüglich der normalisierten Spitzenbelastungen, der quadratischen Mittelwerte (RMS), der Von-Mises-Spannungen sowie der Lastwerte.

seits Energie absorbiert wird und dadurch für den Patienten belastende Stöße abgeschwächt werden (viskoser Anteil), andererseits die Prothese während der Schwungphase in ihre voreingestellte Dorsalflexion übergeführt wird (elastischer Anteil). Die abgeschwächten Druckspitzen schonen die gesamte Gelenkkette des Patienten sowie die Stümpfe, vor allem jene mit geringer Weichteildeckung [2], sodass die typischen Schaftprobleme signifikant herabgesetzt werden. Abb.2 zeigt Vergleichsspannungen, das heißt die Spitzenbelastung der Von-Mises-Spannung, den quadratischen Mittelwert (RMS) der Von-Mises-Spannung sowie den Lastwert. Letzterer ist bei jeder Gewichtsverlagerung das Verhältnis der Spitzenbelastung zum Zeitintervall, das mit dem Anheben der Ferse beginnt und an der Belastungsspitze endet.

Das Ergebnis der Studie [3] zeigt die deutlich geringeren internen Belastungssituationen und Spannungszustände in den Stümpfen unter-schenkelamputierter Testpersonen, welche mit dem hydraulischen Prothesenfuß versorgt wurden. Die Dorsalflexion des Fußes während der Schwungphase schafft mehr Bodenfreiheit und reduziert damit die

Stolper- und Sturzgefahr. Die dem gesunden Fuß nachgebildete anatomische Wölbung der Karbonsohle wirkt aufgrund ihrer vordergründig elastischen Eigenschaften als Feder. Ein Teil der von den Bodenreaktionskräften zugeführten Energie wird als potentielle Energie zwischengespeichert und bei der Standphasenausleitung in kinetische Energie umgewandelt. Der dabei entstehende mechanische Impuls unterstützt, wie beim gesunden Fuß, den Zehenabstoß und führt zu einem energieeffizienten, weitgehend natürlichen Gangbild. Weist der ebene Boden Störungen auf, wie zum Beispiel bei der Kante eines Gehsteiges oder Hindernissen, kommt es zu zusätzlichen Ausgleichsbewegungen um die Sagittalachse AS, wie in Abb.3 am Beispiel des Echelon-Fußes von Endolite dargestellt.

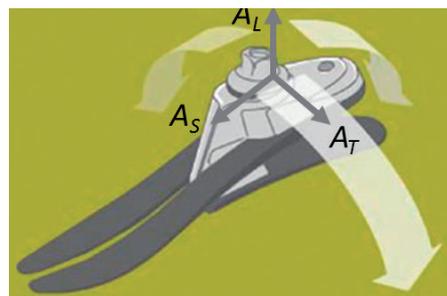


Abb.3: Ausgleichsbewegung um Sagittalachse beim Echelon-Fuß von Endolite. Foto: Endolite.

Die Autoadaptivität von Fußprothesen kann mittels integrierter Sensorik und mikroprozessorgesteuerter Hydraulik noch weiter ausgedehnt werden [4]. Die Vorteile einer derartigen dynamischen Anpassung werden insbesondere im Gelände transparent, wie in Abb.4 am Beispiel des élan – mikroprozessorgesteuerten Karbonfederfußes, basierend auf dem Echelon-Funktionsprinzip, von Endolite dargestellt (Knieprothese Orion 2 – mikroprozessorgesteuertes Hybridkniegelenk von Endolite). Während beim Bergabgehen Bewegungsenergie des Körpers vernichtet, der Körper also gebremst werden soll, soll umgekehrt beim Bergaufgehen die Muskelkraft möglichst verlustarm, also ungebremst in Bewegungsenergie umgewandelt werden. Mittels elektronischer Ventiljustierung erhält das hydraulische Gelenk somit entweder eine viskose, energiedissipierende, d.h. bremsende oder eine elastische Wirkung [5]. Letzteres führt zur Abgabe zwischengespeicherter Energie und damit zur effizienteren Gesamtenergiebilanz beim Bergaufgehen.

### Bessere Versorgungsergebnisse mit Ganganalyse

Häufig nehmen Prothesenträger wegen ihrer Schmerzen in den gesunden Gelenken, in den Muskeln oder im Amputationsstumpf Kontakt zu ihrer Versorgungseinrichtung auf. Die Erfahrung zeigt, dass nicht selten suboptimal eingestellte Prothesen oder schlecht sitzende Prothesenschäfte die Ursachen für



die Beschwerden sind. Das Ausmaß der in diesen Fällen unsymmetrischen Kräfteverteilung und der kinematischen Disbalance ist selbst für den Experten nicht immer ganz einfach zu erkennen. Oft hat sich der Betroffene ja auch an die Situation gewöhnt und kann seinem Orthopädietechniker kaum Gründe für die Beschwerden nennen.

Mit geeigneten instrumentellen Ganganalysemethoden lassen sich jedoch neben der qualitativen Beurteilung auch quantitative Vergleiche durchführen, um den individuellen Problemen leichter auf die Spur zu kommen. So etwa werden in Abb.5 die Bewegungen der mit einem Marker versehenen Hüfte, des Knies und des Sprunggelenks auf der Prothesen- und kontralateralen Seite vermessen und miteinander verglichen. Die Differenzen mögen für das freie Auge kaum sichtbar sein, können aber messtechnisch nachgewiesen werden. Eine professionelle Laborausstattung beinhaltet neben Gerätschaften zur kinematischen Analyse auch solche zur kinetischen und myographischen Aufnahme von Gangdaten sowie Softwareprogramme für die anschließende Datenbearbeitung und -analyse.

Freilich sind der Ausstattung nach oben hin kaum Grenzen gesetzt, zumal selbst modernste Geräte immer nur einen Teil des muskuloskelettalen Zusammenspiels erfassen und komplexeste Gehparcours die individuellen Alltagssituationen der Prothesenträger auch nur begrenzt nachbilden. Welche Analysemethode zum Einsatz kommt, hängt von der konkreten Fragestellung, den vorhandenen Möglichkeiten und nicht zuletzt vom Zeit- und Finanzbudget der Versorgungseinrichtung ab.

Im Rahmen der lebenslangen Nachversorgung fehlen in vielen Fällen leider regelmäßige Ganganalysen zur Qualitätskontrolle. Dies liegt vor allem daran, dass in den kleineren und mittleren Versor-



Abb. 4: élan – mikroprozessorgesteuerter Karbonfederfuß, basierend auf dem Echelon-Funktionsprinzip, sowie Orion2 – mikroprozessorgesteuertes Hybridkniegelenk von Endolite. Foto: Endolite.

gungseinrichtungen, welche die Nachbetreuung im näheren Umfeld der Prothesenträger durchführen, Ganganalyselabors vielfach fehlen. Größere Reha-Einrichtungen hätten Ganganalyselabors, liegen aber zumeist weitab vom Wohnbereich der Betroffenen und stellen wegen des notwendigen mehrtägigen Aufenthalts eine größere Hürde dar. Ein zumindest einfacher Gehparcours sowie eine Minimalausstattung an Gerätschaften für die kinematische und kinetische Ganganalyse gehören eigentlich in jede Einrichtung, welche Menschen mit Beinamputationen prothetisch versorgt oder auch nur nachbetreut.

### Vertrauen aufbauen nach einer Beinamputation

Der modulare Aufbau heutiger Beinprothesen mit verschiedenen Passteilen und Komponenten ist grundsätzlich ideal, um selbst

schwierigen Anforderungen gerecht zu werden. Leider bergen die vielfältigen Aufbauvarianten aber auch die Gefahr von unbefriedigenden Versorgungsergebnissen. Die Erfahrung zeigt, dass dies insbesondere dann der Fall ist, wenn der Versorgungsprozess nicht sorgfältig von kompetenten Fachleuten unter Einbeziehung moderner Gerätschaften geplant und durchgeführt wurde und das Vertrauen des Patienten in den Orthopädietechniker mangelhaft war. Die Mitarbeit des Patienten ist nicht nur unverzichtbar, wenn es darum geht, die Prothese technisch anzupassen und ihre Einsatzmöglichkeiten im Alltag auszuloten.

Das vertrauensvolle Miteinander ist wichtiger Bestandteil bereits in der vor der eigentlichen Versorgung begonnenen Arbeit. Am Anfang benötigen Patienten oft psychologische Hilfe, um ein mögliches mit der Vorgeschichte der Amputation

verknüpftes Trauma zu verarbeiten. Besonders bei einer unerwarteten Amputation hatten Betroffene nicht die Möglichkeit, sich auf die neue Lebenssituation vorzubereiten; sie berichten oft von dem Gefühl, ins kalte Wasser geworfen worden zu sein. Die jahrelange Auseinandersetzung mit dem Schicksal, das quälende Warum, kann einen Betroffenen dermaßen vereinnahmen, dass Minderwertigkeitsgefühle, die Flucht vor der Öffentlichkeit und letztendlich die innere Ablehnung einer Prothese dem Rehabilitationsfortschritt im Wege stehen. In die psychotherapeutische Arbeit sollte unbedingt auch die Familie des Patienten mit einbezogen werden. Gut gemeinte, übermäßige Hilfeleistungen führen rasch zu einer Unterforderung und sind ebenso kontraproduktiv wie fehlende Hilfeleistungen, die den Patienten überfordern können. Die Amputation bedeutet nicht nur einen Eingriff in das Leben des Betroffenen, sie betrifft die ganze Familie. Leider wird nur allzu oft dieses fundamentale Glied in der Versorgungskette zu wenig ernst genommen oder fehlt sogar völlig.

### Begleitende Physiotherapie für besseres Rehabilitationsergebnis

Mit jeder Amputation verändert sich der muskuloskeletale Bewegungsapparat. Erhaltene Muskeln müssen die mechanische Arbeit von fehlenden aufbringen und, selbst bei gleicher körperlicher Anstrengung größere Kräfte erzeugen als zuvor. Die Verschiebung dieses Kräftegleichgewichtes verändert zwangsläufig das Gangbild, welches am Beispiel unilateral Amputierter vor allem zu Beginn deutliche Asymmetrien aufweisen kann. Es ist unbestritten, dass ein möglichst symmetrisches und unauffälliges Gangbild die kontralaterale Seite vor frühzeitigem Verschleiß schützt.

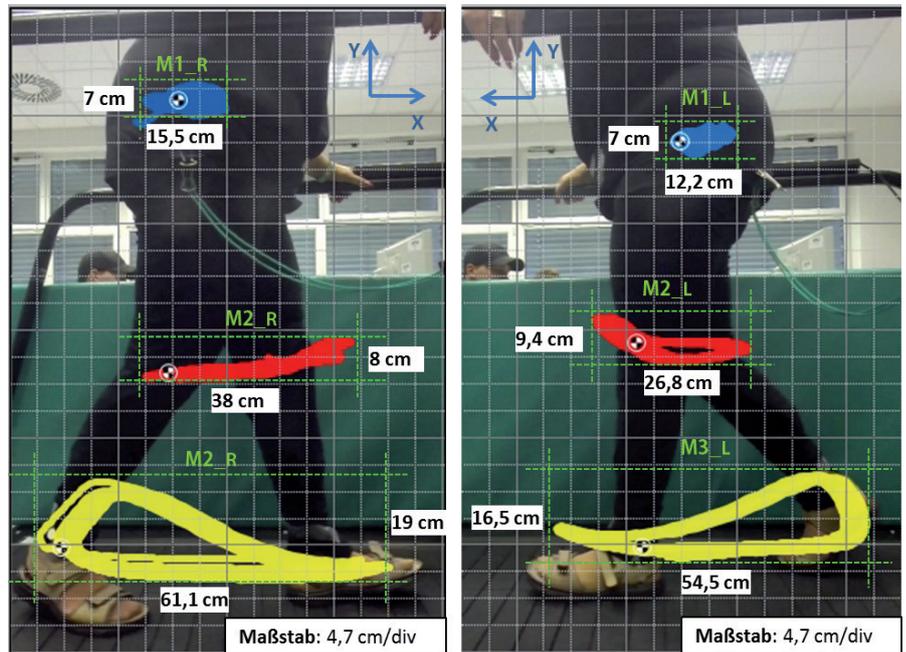


Abb. 5: Symmetrieuntersuchung der Hüft-, Knie- und Sprunggelenkbewegung von Prothesen- und kontralateraler Seite bei unilateraler Unterschenkelversorgung. Foto: FH OÖ/Studiengang Medizintechnik.

Auch Begleit- und Folgebeschwerden in den Gelenken, der Wirbelsäule sowie muskuläre Verspannungen können mit einer guten Physiotherapie reduziert werden. Die bildgebende Darstellung von Bewegungsabläufen und der mit ihnen verknüpften Kräfte ist ein unverzichtbares Korrekturinstrument für den Patienten.

Ein Ziel der physiotherapeutischen Begleitung ist der Aufbau einer Art Beziehung zwischen der künstlichen Gliedmaße und ihrem Anwender, die Integration der Prothese in das Körperbild des Betroffenen sowie die Selbstverständlichkeit ihrer Nutzung mit einem Minimum an mentaler Anstrengung. Fehlt dieses „Einlernen mit der Prothese“, können sich leicht Gewohnheiten einschleichen, welche den Rehabilitationserfolg nachhaltig schmälern und zudem zu einem späteren Zeitpunkt deutlich schwieriger auszumerzen sind. Schließlich muss auch das An- und Ablegen der Prothese so lange geübt werden, bis es möglichst ohne fremde Hilfe möglich ist. Anleitungen, um im Wohnbereich ohne

Prothese zurechtzukommen, wie etwa beim Baden oder Duschen, gehören ebenso dazu wie solche zur schonenden Pflege. Leider zeigt die Versorgungspraxis immer wieder Beispiele von teuren High-Tech-Versorgungen, in denen das verfügbare Rehabilitationspotential aufgrund von ungenügender Physiotherapie nur teilweise ausgeschöpft wurde.

### Probleme mit dem Prothesenschaft

Die Qualität der Prothesenversorgung hängt im hohen Maße vom Prothesenschaft, dem Verbindungselement von Stumpf und Prothese, ab. Dieser besteht aus einem Liner mit Verschlussmechanismus und einer tragenden Außenwand. Die Außenwand dient dem Anschluss zu weiteren Pastteilen, wie zum Beispiel dem Knie oder Fuß. Der Liner auf der Innenseite hingegen liegt unmittelbar der Stumpfhaut auf; damit bildet er die Übergangsschicht von Stumpf zu Außenwand. Die richtige Auswahl des Liners ist nicht nur entscheidend für den Halt der Prothese, sie bestimmt auch den Tragekomfort.

Selbst noch so hochwertige Prothesenpassteile können einen Patienten nicht zufriedenstellen, wenn der Prothesenschaft nicht passt. Vergleichbar ist der Schaft in etwa mit einem Schischuh; passt er nicht zum Fuß, kann selbst der Spitzensportler die Vorteile eines hochwertigen Schis unmöglich nutzen. Auf ähnliche Weise kommt es auch hier dem Patienten in erster Linie auf einen optimalen Halt und einen guten Sitz an, damit er die Funktionen seiner High-Tech-Prothese gut nutzen kann. Da Stumpfform und -zustand bei jedem Patienten verschieden sind, muss der Prothesenschaft individuell angefertigt und auf den Mobilitätsgrad des Patienten abgestimmt werden.

Ohne Zweifel ist die Schaftfertigung eine der größten Herausforderungen, zumal regelmäßige Schaftanpassungen wichtiger Bestandteil der Nachversorgung sind. Schaftprobleme zählen auch zu den Hauptgründen, warum Prothesenträger ihre Versorgungseinrichtungen aufsuchen. Druckstellen, Scheuerstellen oder Hautirritationen durch Schweiß können zu jeder Zeit auftreten und erfordern meist sofortiges Eingreifen. Möglicherweise lassen sich in Zukunft die Verfahren der Schaftfertigung und -anpassung mit Unterstützung der Scan-CNC-Frästechnik/3D-Drucktechnik vereinfachen und verbessern. Dabei wird mittels eines Laserscanners die Oberfläche eines Stumpfes präzise vermessen. Erste Versuche, derart gewonnene Daten nicht nur für die Bildgebung zu nutzen, sondern damit eine CNC-Fräse oder einen 3D-Drucker für die Erstellung eines Positiv-Modells oder sogar des Endschaftes zu steuern, waren bereits erfolgreich. Neben derzeit verwendeten Linern aus Silicon könnten in Zukunft zur Vermeidung von Hautirritationen alternative, atmungsaktive Materialien, wie zum Beispiel Textiliner zur Anwendung kommen.

## Selbsthilfegruppen für Menschen mit Amputationen

Sowohl die Umstellung auf die neue Lebenssituation als auch die Auseinandersetzung mit dem bevorstehenden Versorgungsprozess kann nach einer Beinamputation mit viel Mühe verbunden sein. Welche Prothesen gibt es? Wer wird die Versorgung durchführen und welche Kosten sind damit verbunden? Welche Veränderungen wird es geben? Kann ich meinen Beruf auch noch weiterhin ausüben? Die Liste der Fragen ließe sich noch lange fortsetzen. Vor allem in der ersten Zeit nach der Amputation herrscht bei den Betroffenen große Verunsicherung. Für viele hatte das Thema bisher keine besondere Relevanz, sie kannten es bestenfalls aus den Medien. Es ist leicht nachvollziehbar, dass es in einer solchen Situation schwer fällt, sich aktiv in den Versorgungsprozess einzubringen und Entscheidungen zu treffen. Bedenklich wird es, wenn Patienten nicht einmal über ihre grundlegenden Rechte Bescheid wissen. Freilich können Internetrecherchen eine gewisse Orientierung bieten. Vielversprechende Webpages von Herstellern sind jedoch nicht prinzipiell auf die individuellen Anforderungen der Betroffenen ausgerichtet und ersetzen kaum unabhängige Ratgeber [6] oder eine persönliche Beratung.

Wertvolle Unterstützung erhalten Rat Suchende aber oft von Selbsthilfegruppen. Der Informations- und Erfahrungsaustausch von Betroffenen und Angehörigen, die praktische Lebenshilfe, die gegenseitige emotionale Unterstützung und Motivation sowie zu spüren „ich bin nicht allein“, werden in der Regel gut aufgenommen. Darüber hinaus ist es wichtig, dass Selbsthilfegruppen die Belange ihrer Mitglieder auch nach außen vertreten. Während es in Deutschland mehrere Selbsthilfegruppen für Menschen

mit Amputationen gibt [7], existiert in Österreich lediglich eine einzige (Stand 2014) [8].

## Literaturhinweise

- [1] Schmalz T, Blumentritt S, Jarasch R, Energy expenditure and biomechanical characteristics of lower limb amputee gait: the influence of prosthetic alignment and different prosthetic components. *Gait Posture* 2002;16:255-63
- [2] Baumgartner R, Botta P. Amputation und Stumpfversorgung, 2007
- [3] Portnoy S, et al. Outdoor dynamic subject-specific evaluation of internal stresses in the residual limb: Hydraulic energy-stored prosthetic foot compared to conventional energy-stored prosthetic feet. *Gait Posture*, 2011
- [4] Moser D, Stech N, McCarthy J, Harris G, Zahedi S, McDougall A. Analysis of ankle kinetics and energy consumption with an advanced microprocessor controlled ankle foot prosthesis. *Orthopädie & RehaTechnik World Congress 2012, Leipzig*
- [5] Schwameder H, Lindenhofer E, Müller E. Effect of lower extremity joint loading in graded ramp walking. *Sports Biomechanics* 2005; 4 (2): 227-243
- [6] Beinamputation – wie geht es weiter? Ein Ratgeber für Patienten. eurocom e.V. - european manufacturers federation for compression therapy and orthopaedic devices, Düren
- [7] Stolperstein – Informationen für Beinamputierte und ihre Angehörigen; medi GmbH & Co. KG, Medicusstr. 1, 95448 Bayreuth; Tel. 0049 (0) 0921 912-0; [www.stolperstein.com/dialog/selbsthilfegruppen.html](http://www.stolperstein.com/dialog/selbsthilfegruppen.html)
- [8] Leben mit Amputation; Fachambulatorium OÖGKK – Dachverband Garnisonstraße 1 a / 2. Stock, 4020 Linz; Tel. 0043 (0) 699 111 744 65; [www.leben-mit-Amputation.at](http://www.leben-mit-Amputation.at)

## Anschrift des Verfassers

Dipl.-Ing. Dr. techn. Hubert Egger, Prof. für Prothetik - Studiengang Medizintechnik, University of Applied Sciences Upper Austria, Fakultät für Gesundheit und Soziales, Garnisonstraße 21, 4020 Linz/Austria. ■