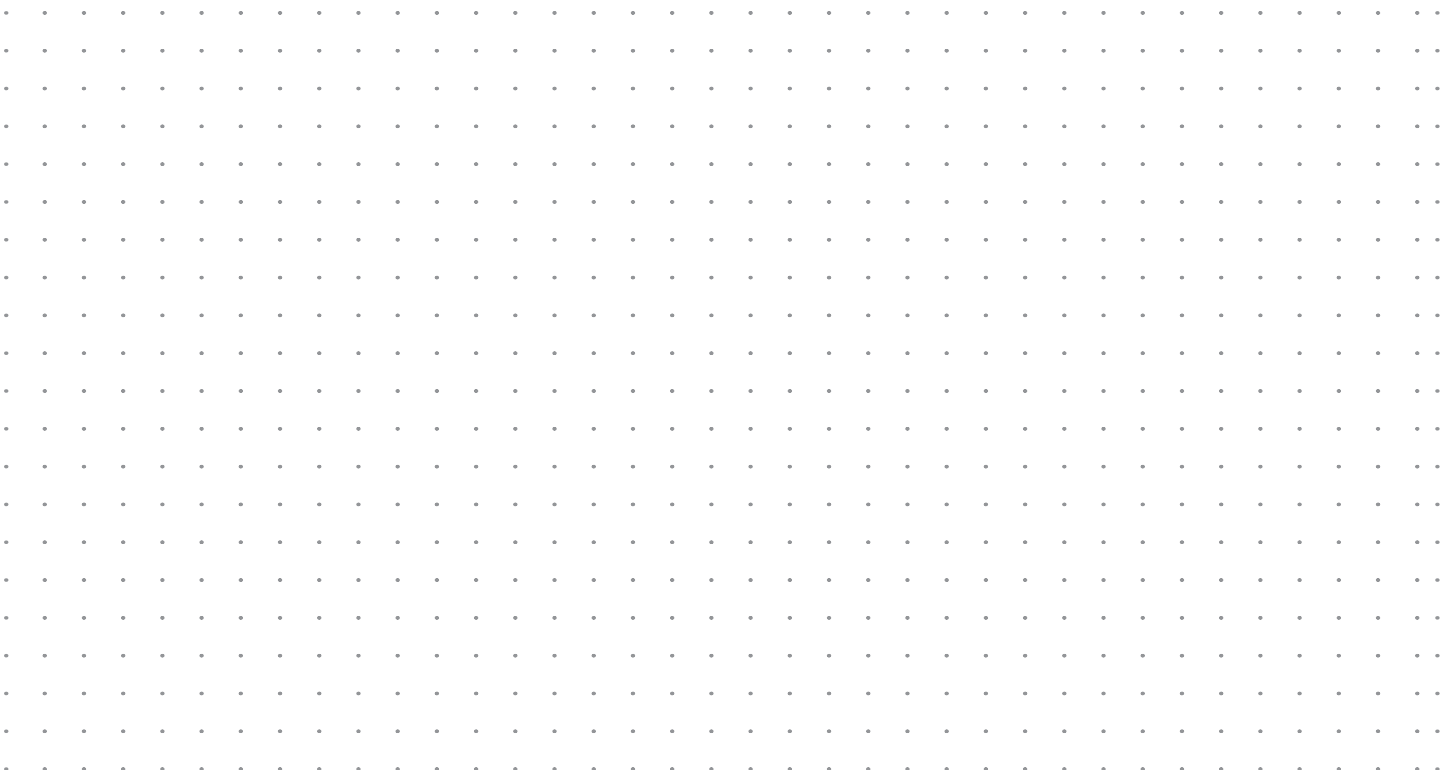


Fachliteratur Prothetik

Funktionale Bedeutung der prothetischen Versorgung nach Amputationen im Finger- und Handbereich

M. Schäfer, MOT 2010/5



FUNKTIONALE BEDEUTUNG DER PROTHETISCHEN VERSORGUNG NACH AMPUTATIONEN IM FINGER- UND HANDBEREICH

The performance of prosthetic devices after amputation of fingers and hand

OTM Michael Schäfer

Zusammenfassung

Die prothetische Versorgung nach Amputationen im Finger- und Handbereich wird allzu oft und gerne auf die ausschließliche kosmetische Funktion reduziert. Selbst heute noch fallen auf ärztlichen Verordnungen begrifflich fragwürdige Bezeichnungen wie „Schmuckfinger“ oder „Schmuckhand“ auf. Dabei hat der Ersatz einer amputierten Gliedmaße definitiv nichts mit dem Schmücken des Körpers zu tun.

Gutachten sprechen in Stellungnahmen an die Kostenträger die Notwendigkeit eines funktionalen Ausgleiches ab oder beurteilen passive Prothesen als rein kosmetische Ausgleichs, ohne die passive Funktion zu erwähnen und zu würdigen. Eine klinische Abklärung der Anforderungen und Wünsche des Patienten wird hierbei in der Regel nicht durchgeführt.

Zweifelsohne nimmt die Wiederherstellung der Körperform und Gestalt der menschlichen Hand eine wichtige Rolle in der prothetischen Versorgung ein. Es darf dabei jedoch nicht vergessen werden, dass dem vielschichtigen Konstrukt der Hand auch unterschiedlichste funktionale Bedeutungen zugeordnet sind.

Der folgende Beitrag soll sich daher schwerpunktmäßig mit den verschiedenen funktionalen Anforderungen der Hand auseinandersetzen und anhand der prothetischen Versorgungsmöglichkeiten im Handbereich die funktionalen



Abbildung 1: Homunkulus – Proportionsinsiderne Repräsentation der Organe

Zugewinne durch Finger- und / oder Handprothesen verdeutlichen.

1. Einleitung

Die Hand repräsentiert eines der komplexesten Organe des menschlichen Körpers. Sie ist das Ergebnis evolutionärer Prozesse über Jahrtausende hinweg. So ist es nicht verwunderlich, dass die Entwicklung des Menschen just zu dem Zeitpunkt voranschritt, als Primaten mit der zweifüßigen, werkzeuggebrauchenden Lebensweise anfangen [1]. Die enge Verknüpfung von Werkzeuggebrauch und Sprache kann letztendlich als Basis menschlichen Verhaltens in den verschiedensten Bereichen des Lebens bezeichnet werden.

„Das kunstfertige und stumme Spiel unserer Hände gehört so selbstverständlich zu unserem Leben, dass uns kaum jemals klar wird, wie abhängig wir von ihnen sind“ [2]. Dieses Zitat des amerikanischen

Neurologen Frank R. Wilson verdeutlicht einmal mehr, wie selbstverständlich und unbewusst das Wunderwerk Hand seinen gewichtigen Platz in unserem täglichen Tun findet.

Die Hand verfügt als Organ über vielfache Funktionen der Sprache, der Gestik und des Ausdruckes. Sie stellt gleichermaßen eine sensible und motorisch höchst differenzierte Funktionseinheit für unser tägliches Handeln dar. So ist es letztendlich auch nicht verwunderlich, dass die Hand in der Repräsentation von Körperregionen auf den primären Rindenfeldern unseres Gehirnes einen beträchtlichen Raum beansprucht. Zum Ausdruck wird dies auch in der Darstellung der Homunkuli gebracht, sogenannter „Menschlein“, die ihre Gestalt proportional zu der Größe der beanspruchten sensorischen und motorischen Gehirnareale der Organe einnehmen (Abb. 1).

Der Verlust der Hand oder einzelner Finger geht in Abhängigkeit zum Amputationsniveau mit einem mehr oder minder starken Funktionsverlust einher. In der Arbeit mit finger- und handamputierten Patienten werden genau diese unterschiedlichen funktionalen Anforderungen thematisiert und entsprechende prothetische Ersatzfunktionen von den betroffenen Patienten gefordert. Gemessen an den multiplen Funktionen der menschlichen Hand bewegt sich die technische Orthopädie seit Jahren in ambivalenter Weise zwischen einer adäquaten und sehr natürlichen Wiederherstellung der äußeren Körperform und Ästhetik und der Wiederher-

stellung der verloren gegangenen Handfunktion [3].

Während man die äußerliche Wiederherstellung der Körperform und Gestalt der Hand durch den Einsatz moderner Werkstoffe wie z.B. Silikon in einer adäquaten Weise abbilden kann, stößt man bei der funktionalen Wiederherstellung der Hand nach wie vor an die Grenzen der technischen Machbarkeit. Zu komplex und filigran sind die unterschiedlichen und oftmals synchron ablaufenden Bewegungen der Hand. Die Architektur der Hand mit allen muskulären Besonderheiten und Bandstrukturen sowie den Gelenken und Scheingelenken stellt die Technik ebenso vor Hürden wie die mangelnde Fähigkeit, sensorische Reize an der Schnittstelle Prothesemensch adäquat zu transferieren.

Wird einerseits die Bionik, also die Entschlüsselung biologisch-technischer Zusammenhänge, von der technischen Orthopädie zunehmend aufgegriffen, muss man im direkten Vergleich mit dem Vorbild Mensch doch immer wieder erkennen, wie komplex sich die Interaktionen des menschlichen Körpers darstellen.

Auch wenn noch ein weiter Weg zu einem vollständigen und adäquaten prothetischen Ersatz der Hand vorgezeichnet ist, können heutzutage moderne Prothesenversorgungen bereits zu deutlichen Funktionsverbesserungen und Erleichterungen im Alltag Betroffener führen.

2. Handfunktion

Die Funktion eines Organs bezeichnet stets die Aufgabe, die es zu erfüllen hat. Bei der menschlichen Hand können sich diese Funktionen sehr vielfältig darstellen. Neben Sprach-, Sensibilitäts- und haptischen Wahrnehmungsfunktionen bilden die verschiedenen Griffarten und Greifformen die funktionale Basis für das Halten, Führen und Bewegen von Gegenständen.

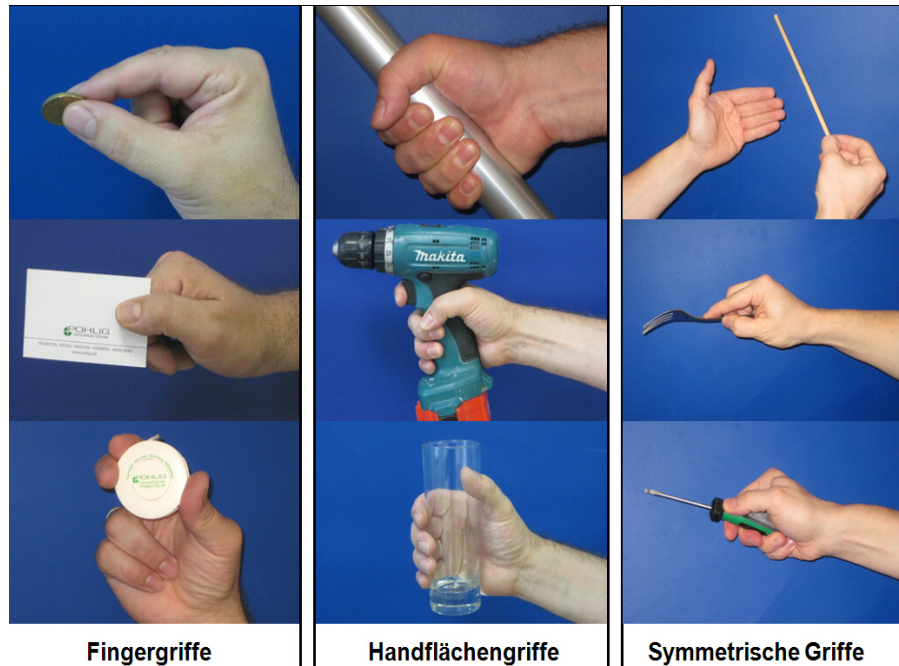


Abbildung 2: Statische Greifformen (erhalten ihre Funktion durch Anordnung unterschiedlicher Finger-/Handpositionen)

Die Anordnung und Gestaltung der Hand ist originär auf das Greifen ausgerichtet. Funktional betrachtet ermöglichen 27 Knochen, 33 Muskeln und die 22 Freiheitsgrade dem Menschen, die Hand im Laufe eines Lebens Millionen Male in unterschiedlichsten Griffarten und Greifformen zum Greifen, Halten und Führen einzusetzen.

Nach Kapandji [4] lassen sich die unterschiedlichen Griffarten in 3 Gruppen unterteilen:

2.1. Statische Griffe (Abb. 2)

Statische Griffe stellen Greifformen dar, welche ihre Funktion durch die Anordnung unterschiedlich stabiler Finger-/Handendpositionen erhalten. Sie lassen sich in Abhängigkeit zu den beteiligten Finger-/Handarealen sowie den funktionalen Anordnungen in die folgenden Untergruppen definieren:

Fingergriffe: Sie ermöglichen präzise Greifformen in Abhängigkeit zur Anzahl der beteiligten Finger und sind in 2 Untergruppen einzustufen: a) bidigitale Griffe (Pinzettengriffe) wie z.B. Fingerspitzengriff, Finger-

beerengriff, Fingerbeeren-Fingerseitengriff (Lateralgriff), Interdigitalgriff b) pluridigitale Griffe (Präzisionsgriffe) wie z.B. tridigitaler Fingerbeerengriff, tetradigitale Griffe, pentadigitale Griffe

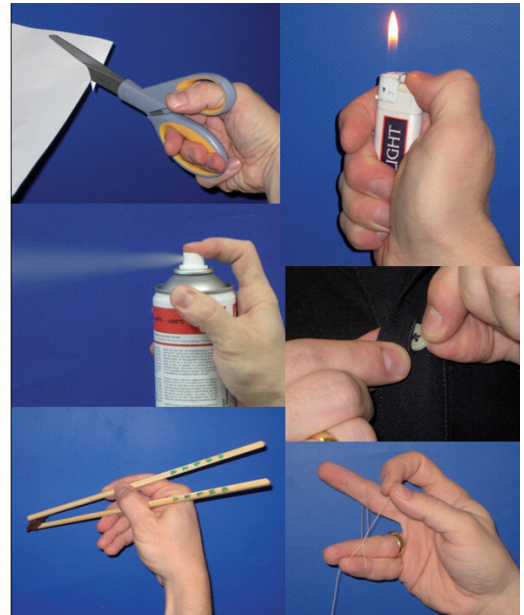
Handflächengriffe: Handflächengriffe werden eingesetzt, um große Objekte kraftvoll zu halten oder großflächige Abstützzonen zu bieten:

- Finger-Handflächengriff ohne Daumenbeteiligung
- Handflächengriff unter Einsatz des ganzen Handtellers oder der gesamten Hand

Symmetrische Griffe: Symmetrische Griffe, auch zentralisierte Griffe genannt, sind seitengleiche Griffe in Bezug auf eine Längsachse, welche geradlinig die Längsachse des Unterarmes fortsetzt. Diese häufig gebrauchte Greifform kann nur zum Einsatz kommen, wenn die Beugefähigkeit der drei ulnaren Finger DIII-DV vorhanden ist, der Zeigefinger gestreckt werden und der Daumen engräumig opponiert werden kann.

2.2. Griffe unter dem vorwiegenden Einfluss der Schwerkraft (Abb. 3 li.)

Diese Greifformen kommen ausschließlich unter Einwirkung der Schwerkraft zustande. Hierbei wird die Hand als großflächige Plattform eingesetzt, welche in flächiger Handposition eine tragende und stützende Greiffunktion, in flektierter Fingerposition eine schalen- oder muldenartige tragende Greif- und Haltefunktion ermöglicht. Auch der Hakengriff wird dieser Gruppe der Greifformen zugeteilt.



Griffe unter Einfluss der Schwerkraft

Dynamische Griffe

Abb. 3: Schwerkraft-Griffe und dynamische Greifformen (vollzieht Handlung)

2.3. Dynamische Griffe (Abb. 3 re.)

Von dynamischem Greifen spricht man, wenn die Hand unter der Greifbewegung eine Handlung vollziehen kann. Dabei wird die ursprünglich eingenommene Greifposition ein- oder mehrmals geändert. Aufgrund der vielfältigen Gelenk- und Bewegungsmöglichkeiten der Hand existieren unendlich viele unterschiedliche dynamische Greifformen.

Begleitend zu dieser Vielfalt unterschiedlichster Greifformen und -arten gibt es jedoch auch eine Vielzahl passiver Handstellungen, welche für verschiedenste manuelle Tätigkeiten funktionell genutzt werden. Man spricht hier auch von passiver Funktion.

So können Hand und Finger z.B. als Klopfinstrumente beim Klavierspielen oder Bedienen der PC-Tastatur eingesetzt werden. Die Hand kann auch als Schlaginstrument z.B. beim Boxen oder bei Karate fungieren. Das applaudierende Zusammenschlagen beider Handflächen oder z.B. die drohend erhobene Faust repräsentieren die gebärdartige Ausdrucks- und Sprachfunktion unserer Hände (Abb. 4).

Nicht zuletzt sollten auch die emotionalen Funktionen erwähnt werden. So kann z.B. der alltägliche Händedruck die Funktion der sozia-

len Kontaktaufnahme unterstützen. Die Begrifflichkeit der Funktion kann daher im Anwendungsgebiet der Hand die unterschiedlichsten Schwerpunkte besetzen.

3. Prothesenfunktion

Die Staturerhebung Handfunktion sowie die Erkennung der funktiona-

len Verluste sollten stets zu Beginn einer funktionalen prothetischen Versorgung durchgeführt werden [5]. Der Verlust einzelner Fingerglieder kann für verschiedenste Funktionen oftmals durch benachbarte Finger kompensiert werden. Dies ist jedoch nur dann möglich, wenn auch nur einzelne Finger zur



Abb. 4: Ausdrucks- und Sprachfunktion der menschlichen Hand (Gebärden)



Funktionserhalt im PIP-Gelenk

Funktionserhalt im MCP-Gelenk

Funktionserhalt im CP-Gelenk

Abbildung 5: Wichtiger Funktionserhalt nach bestehender Gelenkfunktionen

Durchführung einer bestimmten Greiffunktion benötigt werden. Es darf nicht vergessen werden, dass zur Durchführung vieler alltäglicher Greif- und Manipulationsfunktionen der Hand mehrere Finger benötigt werden. Der Kraftschluss leidet in der Regel bei jedem amputativen Verlust an der Hand.

Bei der Beurteilung der Handfunktion kann man häufig feststellen, dass in den Defektbereich involvierte benachbarte Finger- oder Handareale ebenfalls Bewegungsbeeinträchtigungen aufweisen. Diese Defizite spielen bei der prognostischen Beurteilung und Einschätzung eines funktionalen prothetischen Zugewinns ebenfalls eine bedeutende Rolle [6].

Im Anschluss an die Begutachtung und noch im Vorfeld zur prothetischen Versorgung sollten die möglichen Versorgungsziele interdisziplinär mit dem behandelnden Arzt, dem Physio-/Ergotherapeuten sowie dem Patienten definiert werden. Die klare Kommunikation und Verdeutlichung der zu erwartenden Möglichkeiten können als Grundstock einer erfolgreichen prothe-

tischen Versorgung nach Finger-/Handverlust angesehen werden.

Aus diesen Erkenntnissen resultierend kann man für den prothetischen Versorgungsbereich der finger- und handamputierten Patienten die folgende Feststellung treffen:

Die Prothesenversorgung kann unabhängig von der Bauart als funktional bezeichnet werden, wenn der finger- oder handamputierte Betroffene mit oder durch seine(r) Prothesenversorgung einen funktionalen Mehrnutzen in den Aktivitäten des täglichen Lebens (ADL) erhält, welchen er ohne die Prothesenversorgung nicht besitzt oder erfüllen kann.

Das Hauptaugenmerk der funktionalen prothetischen Versorgung sollte sich daher auf die bestmögliche Wiederherstellung wichtiger Greif- und Haltefunktionen der Hand konzentrieren, um dann aufbauend dazu die Realisierung weiterer Versorgungsziele zu ermöglichen.

Entscheidend hierbei ist, dass die Prothesenversorgung noch vorhandene Handfunktionen nicht behindert oder gar einschränkt (Abb.

5). Proximal zur Amputationslinie befindliche Gelenke, Bänder und Muskeln sollten ihr bestmögliches Aktionspotential entfalten können. Die hieraus resultierenden Anforderungen an die Materialauswahl können enorm sein. Oftmals müssen mechanische Grundanforderungen wie Flexibilität und weichelastisches Expansionsverhalten an den Materialverbund gestellt werden. Herkömmliche Werkstoffe wie PVC oder PMMA-Harze vermögen diese Eigenschaften nicht zu erfüllen. Seit Jahren hat sich für diesen Versorgungsbereich daher der Einsatz des Werkstoffes Silikon durchgesetzt [7]. Die Möglichkeit, verschiedene Härtegrade in einem homogenen Schaftverbund zu vereinigen, vermag eine situationsgerechte Stumpfbettung bei bestmöglichem Erhalt der Handfunktion sicherzustellen.

Diese Anforderungen werden im Versorgungsbereich der Finger- und Partialhandprothetik besonders deutlich, da bei diesen Amputationsniveaus häufig noch vollkommen funktionsfähige benachbarte oder proximale Finger- und Handareale vorhanden sind.

3.1. Funktionalität in der Fingerprothetik

Die erreichbaren funktionalen Verbesserungen durch fingerprothetische Versorgungen stehen in engem Wechselspiel zu den klinischen Bedingungen. Als wesentliche Einflussfaktoren können Parameter wie Stumpflänge, Stumpfbeschaffenheit, Stumpf-Sensibilität, Bewegungsausmaß proximal liegender Gelenke sowie die muskuläre Situation das Funktionsprofil der Fingerprothese beeinflussen.

Für die Prothese funktional limitierende und daher auf die Konstruktion nachhaltig Einfluss nehmende Faktoren können z.B. in

- ultrakurzen Stumpfverhältnissen,

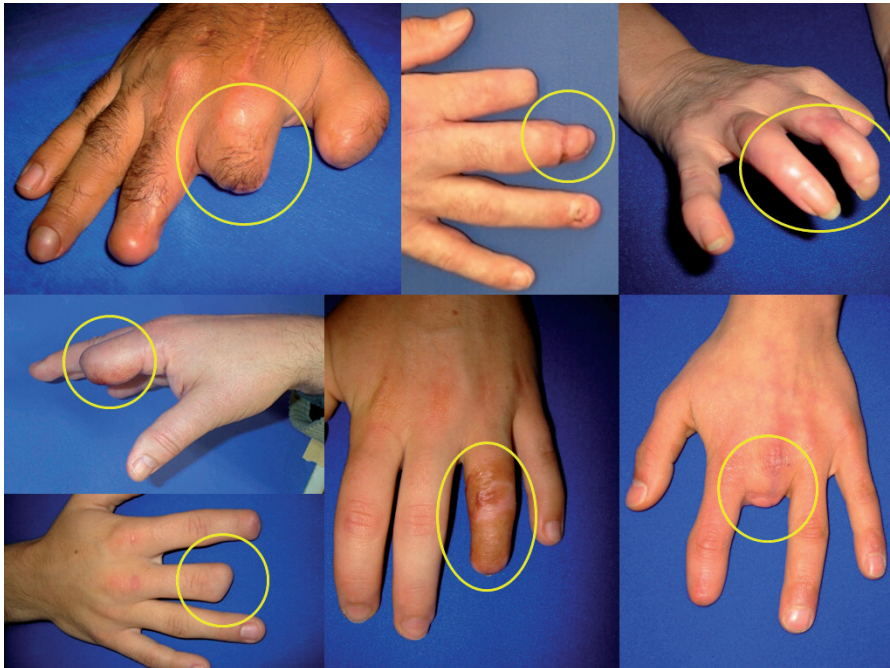


Abbildung 6: Komplexe Versorgungsanforderungen in der Fingerprothetik

- instabilen Weichteilverhältnissen,
 - ödematösen Stumpfverhältnissen,
 - birnenförmigen Stumpfverhältnissen,
 - Hypersensibilitäten im Bereich des Stumpfendes sowie an der Hautoberfläche,
 - Bewegungseinschränkungen ROM proximal steuernder Gelenke,
 - Bewegungseinschränkungen benachbarter Finger
- erkannt werden (Abb. 6). Daher ist es wichtig, dass der zu versorgende Fingerstumpf im Vorfeld zur Prothesenversorgung entsprechende Vorbereitungsmaßnahmen erhält. Hierzu zählt neben den desensibilisierenden und bewegungsfördernden Maßnahmen auch die formkonsolidierende Kompressionsbehandlung des Fingerstumpfes.



Abb. 7: Funktionale Anwendungsgebiete von Fingerprothesen sind vielfältig

Die Konstruktion der Fingerprothese orientiert sich wesentlich an der Stumpflänge sowie an den Stumpfbedingungen [8]. In die fingerprothetische Konstruktion können hierbei verschiedenste konstruktive Kriterien einfließen, die den individuellen Stumpfbedingungen in einem hohen Maße gerecht werden:

- Klebeschäftstechniken und Integration von Hohlräumen bei ultrakurzen Stümpfen
- Biegeelemente zur Stellungsänderung an der Prothese bei kurzen Stümpfen
- Bettende Gelareale bei sensiblen Stümpfen
- Integration weicher Greifareale zur Vergrößerung der Greiffläche
- Wechselnde Shorehärten innerhalb der Gesamtkonstruktion, z.B. zur Erhöhung der Griffkraft und der Haftung
- Wechselnde Hautstärken zur Ermöglichung von Gelenkbewegungen
- Integration von Stabilisatoren zur Erhöhung des Gegengriffes und Druckaufbaus der Fingerprothese (z.B. bei Arbeiten am PC)
- Integration von Ringbefestigungen bei ultrakurzen Fingerstümpfen

Es existiert noch eine Vielzahl unterschiedlichster funktionsverbessernder Maßnahmen in der Gestaltung von Fingerprothesen. Entscheidend hierbei ist die enge Abstimmung mit den tatsächlichen Bedürfnissen des Prothesenträgers. Nur wenn sich dieser mit der finalen Prothesenversorgung identifiziert und diese anerkennt, kann von einem Versorgungserfolg die Rede sein.

Die funktionalen Anwendungsmöglichkeiten fingerprothetischer Versorgungen sind äußerst vielfältig (Abb. 7). Je mehr Finger einer Hand von einer Amputation betroffen sind, desto größer ist der funktionell zu kompensierende Verlust. Dabei können selbst einfache funktionale

Zugewinne, wie die Ermöglichung der unterschiedlichen statischen Greifformen, eine enorme Erleichterung und Kompensation der Behinderung im Alltag bedeuten. Anhand von 2 Versorgungsbeispielen soll gezeigt werden, wie sich die Funktionalität fingerprothetischer Versorgungen auf den Berufsalltag auswirken kann.

Versorgungsbeispiel 1 (Abb. 8 li.): Aufgrund eines Maschinenunfalls musste dem 35-jährigen Patienten der Mittelfinger der linken Hand in Höhe des proximalen Interphalangealgelenkes amputiert werden. Die beiden benachbarten Finger DII und DIV li. waren durch weichteilige Ablederungen und begleitende Bewegungseinschränkungen funktional erheblich beeinträchtigt und oberflächensensibel. Die Rückkehr an den Arbeitsplatz schien in hohem Maße gefährdet. Die Versorgung erfolgte mit einer Silikon-Fingerprothese Typ IIIa für DIII links sowie gelgefüllten Silikonepithesen für die Finger DII und DIV links. Die Prothese erfüllte die funktionale Aufgabe der Wiederherstellung der



Abbildung 8: Versorgungsbeispiele in der Fingerprothetik (Arbeitsplatzzerhalt)

Handfläche. Sie ermöglichte gemeinsam mit den durch die Epithesen stabilisierten, belastbaren und geschützten benachbarten Fingern einen Zugewinn im Bereich der statischen Greifformen. Der Patient war nach der Durchführung begleitender rehabilitativer Maßnahmen wieder in der Lage, seine linke

Hand bei der Arbeit einzusetzen, so dass er seinen Arbeitsplatz wieder einnehmen konnte.

Das zweite Versorgungsbeispiel (Abb. 8 re.) zeigt die Versorgungssituation einer 49-jährigen Patientin, die durch einen Unfall mit dem Rasenmäher die Finger DII und DIII der linken Hand verloren hatte. Die Patientin arbeitete als Sekretärin bei der örtlichen Polizeidirektion. Unabhängig des psychischen Leidensdruckes, bedingt durch den formentstellenden Charakter der amputierten Finger, war die Motivation der Patientin, an ihren Arbeitsplatz zurückkehren zu wollen, sehr hoch. Im Rahmen einer probeprothetischen Versorgung konnte die Patientin die beruflichen Rehabilitationsmaßnahmen antreten. Durch gezieltes Training und Beübung der neuen Handsituation konnte die Patientin im Rahmen der Reha den Nachweis antreten, dass sie bei einer 10-minütigen Abschrift im direkten Vergleich mit Fingerprothesen ein Plus von zusätzlichen ca. 600 Anschlägen erreichen konnte. Die Patientin kehrte an ihren Arbeitsplatz zurück



Abbildung 9: Funktionale Bedeutung des Daumens (aktive u. passive Beteiligung)

und wurde aufgrund der hohen Belastung der Fingerprothesen neben der Alltagsversorgung zusätzlich mit funktionalen Silikon-Arbeitsfingerprothesen versorgt.

Eine besondere Bedeutung kommt der Versorgung nach Daumen-

an dieser Stelle die gutachterlichen Empfehlungen, Daumenendglied-Amputationen können mit einem Grad der Behinderung (GdB) in Höhe von 0% eingestuft werden [9], nicht mit den klinischen Erfahrungen der Prothesenversorgung

Öffnungsweite des opponierten Daumens bestimmt hierbei maßgeblich die Größe des greifbaren Objektes.

Bei komplettem Daumenverlust hat sich in der Praxis die Integration von justierbaren Gelenken bewährt (Abb. 10). Das Pohliflex-Fingergelenksystem wird in der Regel an einer flächigen Carbon-Gegendruckplatte befestigt und kann je nach individuellem Anforderungsprofil in 2 Varianten zum Einsatz kommen. Bei Versorgung, welche keine kräftige Gegengriff-Funktion erfordern, kann ein Rastergelenk mit einer Rasterpositionierung in 18°-Abständen integriert werden. Hingegen sollte die stabile Daumenposition bei kräftigen Gegengriff-Anforderungen durch Gelenke mit Positionsarretierungen sichergestellt werden (Abb. 10, unten rechts).

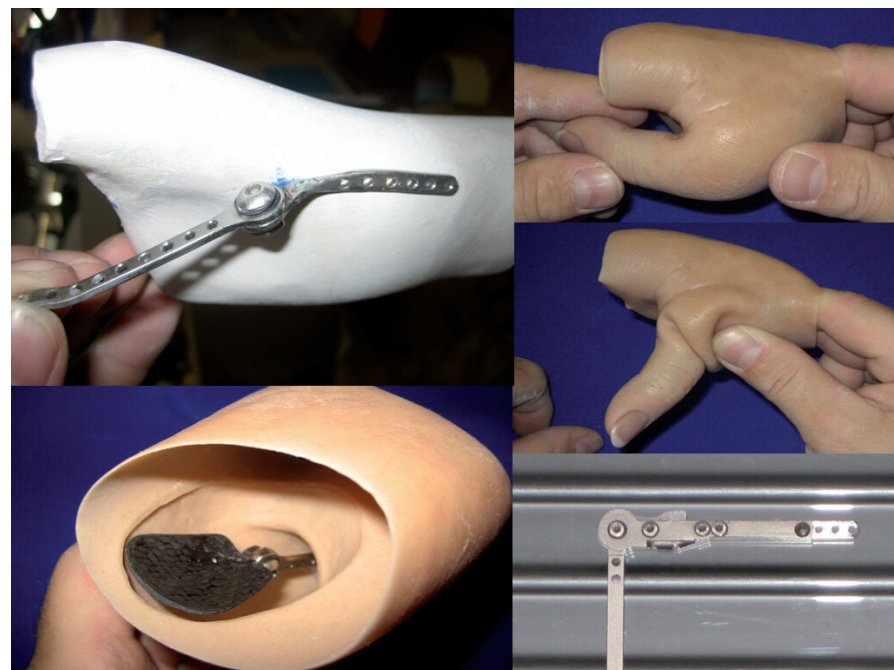


Abbildung 10: Pohliflex-Fingergelenksystem (kommt in 2 Varianten zum Einsatz)

amputation zu. Der Daumen ermöglicht in Opposition zu den Langfingern einen kräftigen Gegengriff und kann aufgrund seiner ausgesprochen hohen Beweglichkeit vielfältige Interaktionen zu den Langfingern der Hand pflegen. Der Daumen ist nahezu an allen aktiven und passiven Griffarten der Hand beteiligt (Abb. 9).

Ein amputativer Verlust der Daumenlänge kann sich daher bereits gravierend für den Betroffenen auswirken. Selbst eine Endgliedamputation im Daumen führt bereits zu vielfältigen Funktionseinschränkungen im Alltag. Patienten klagen über den Ausfall einfachster Tätigkeiten, wie z.B. Geld aus der Geldbörse holen, kleine Gegenstände aufnehmen, Greifen größerer Gegenstände mit einer Hand etc. und vermissen dabei schmerzlich jeden Millimeter Daumenlänge. Insofern decken sich

und den Reflektionen der Patienten. Der Totalverlust des Daumens bezeichnet prothetisch gesehen bereits den Übergang von der Fingerprothese zur Partialhandprothese, da eine Funktionalität bei diesem Amputationsniveau ausschließlich unter Einbindung der Mittelhand in die Konstruktion erfolgen kann. Der prothetische Daumen muss für einen funktionalen Gegengriff in seiner Position lagestabil gesichert sein und darf sich auch bei kräftigen Gegengriffen nicht wegrehen oder gar von der Anbindung an den Handteller abklappen. Bei aktiven Patienten empfiehlt sich in diesen Fällen die zusätzliche Integration des proximalen Zeigefingeranteils in die prothetische Konstruktion. Besonders diffizil stellt sich bei diesem Amputationsniveau die Kompensation der beiden fehlenden Daumen-Gelenke dar. Die

3.2. Funktionalität in der Partialhand-/Handprothetik

Die Pohliflex-Gelenksysteme finden ihr Einsatzgebiet auch in der Partialhand- und Handprothetik. Je nach Anforderungsprofil können sie auch hier wichtige Dienste für Gegengriff- und Haltefunktionen leisten. Sie sichern die geforderten Handpositionen in unterschiedlichen Stellungen deutlich stabiler und zuverlässiger als die Biegeelemente passiver Innenhände. Der Einsatz dieser Gelenke sollte im jeweiligen Versorgungsfall bedarfsgerecht abgeklärt werden und in Orientierung an den funktionalen Mehrwert erfolgen.

Die Integration dieser Gelenksysteme erfordert einen deutlich aufwändigeren und kostenintensiveren Herstellungsprozess, da die form- und ästhetikgebende Außenhülle einen geringen Flexionswiderstand zur Justierung der Gelenksysteme aufweisen sollte.

Eine zielorientierte handprothetische Versorgung sollte einerseits

differenziert und individuell nach dem Amputationsniveau der Hand (transversal, longitudinal, total) erfolgen, andererseits müssen auch die prothetischen Funktionsprinzipien der handprothetischen Versorgung berücksichtigt werden [3]. So unterscheidet man bei den handprothetischen Konstruktionen zwischen passiven Habitus-Prothesen, Eigenkraft- und Fremdkraftprothesen [9].

Auch in der Partialhand- und Handprothetik darf man den Begriff passive Prothese nicht mit dem Verständnis einer funktionslosen Prothese gleichsetzen. Die Hand übernimmt im Alltag neben den vielen unterschiedlichen Griffarten und -formen auch vielfach Halte-, Führungs- und manipulative Funktionen, welche es sicherzustellen gilt. Gerade bei den partiellen longitudinalen Handverlusten findet man in der erhaltenen Gliedmaße häufig noch ausgeprägte Restfunktionen benachbarter Handareale vor. Diese dürfen von der prothetischen Versorgung nicht behindert werden, sondern sollten in der Konstruktion in bestmöglichem Umfang berücksichtigt werden. In diesen Situationen ist es oftmals notwendig, dass der prothetische Handsatz eine weichelastische oder gar geschäumte Konstruktion beinhaltet. Die in der Prothese integrierten Gelenke oder Biegeelemente ermöglichen dabei, dass sich die prothetischen Finger der handprothetischen Konstruktion in unterschiedliche funktionale Stellungen manövrieren lassen. In der jeweils gewünschten Position können die passiven prothetischen Konstruktionen dann gemeinsam mit den noch vorhandenen Fingern funktionale Bedeutung erlangen (Abb. 11). Bei den großflächigeren Handverlusten kommt zur prothetischen Versorgung vermehrt auch die funktionale Anforderung nach Erfüllung der Handflächengriffe hin-



Abb. 11: Funktionale Anwendungsmöglichkeiten von passiven Handprothesen

zu. Dabei sollte nicht unterschätzt werden, dass die Handprothese gerade bei großflächigen Handverlusten durch die vollkontaktige zirkuläre Stumpfbettung der Restgliedmaße eine zusätzliche Stabilität vermittelt. Viele Betroffene empfinden diese vollflächige Bettung des Handstumpfes als angenehm schützend und berichten von be-

lastbareren Nutzungseigenschaften der betroffenen Hand. Im Vergleich zu den passiv justierbaren Habitus-Prothesen kann mit einer eigenkraftgesteuerten Handprothese eine Greifbewegung aktiv angesteuert werden. Unter Ausnutzung körpereigener Funktionen, wie z.B. der aktiven Flexions-/Extensionsbewegung



Abbildung 12: Eigenkraftprothese mit Gegengriff-Funktion (aktiv angesteuert)

im Handgelenk, können simple Gegengriff-Funktionen erzeugt werden (Abb. 12).

Die Größe der zu greifenden Objekte kann durch die gezielte Positionierung von Langfinger und Daumen durchaus variieren. Die Griffkraft kann durch die vom Prothesenträger eingebrachte Kraft der angesteuerten Bewegung variiert werden. Leider ist die Greifposition von Daumen und Langfinger unveränderbar definiert, wodurch variierende und spontan-adaptive Griffe nicht durchgeführt werden können. Der Einsatz dieser Konstruktionen beschränkt sich daher in der Regel auf eine definierte und aktiv anzusteuernde Greifbewegung.

Neuartige Versorgungsvarianten eigenkraftgesteuerter Prothesen beinhalten artikulierende Einzelfingervarianten [10]. Die Bewegung dieser gelenkbeweglichen „M-Finger“ werden ebenfalls durch körpereigene zugverlängernde Bewegungen des Handgelenks ausgelöst (Abb. 13). Durch die Gelenkbeweglichkeit ermöglichen diese kraftgesteuerten Finger zwar eine adaptivere Greiffunktion, allerdings kann man feststellen, dass sich die erreichbare Griffkraft nur in einem reduzierten Ausmaß darstellt. Kraftvoll zupackende Bewegungen sind bei dieser Konstruktion nicht zu erwarten. Die kosmetische Verkleidung gestaltet sich als schwierig. Das Einsatzgebiet dieser Konstruktion wird dadurch limitiert.

Grundsätzlich ist der Einsatz eigenkraftgesteuerter Handprothesen an den funktionalen Verbesserungen und der Realisation einer aktiven Greiffunktion orientiert. Es muss klar sein, dass das funktionale Greifen dieser Prothesenkonstruktion nicht in jeder Handstellung möglich sein wird und in der Regel auf die Durchführung einer Griffart ausgelegt ist. Es sollte bereits im Vorfeld der Versorgung gegenüber

dem Prothesenträger verdeutlicht werden, dass die kosmetischen Gestaltungsmöglichkeiten dieser Konstruktionen im Vergleich zu passiven Handkonstruktionen eingeschränkt sind.

Fremdkraftbetriebene Prothesensysteme konnten bis dato ausschließlich bei Patienten mit transcarpalem Stumpfniveau zum Einsatz kommen. Hierzu werden seitens der Industrie myoelektrische Handsysteme mit reduzierten Aufbauhöhen angeboten. Über die

und findet zwischen den Fingern DII und DIII sowie dem opponierten Daumen statt. Der funktionale Vorteil gegenüber eigenkraftgesteuerten Handprothesen liegt neben der deutlich höheren Griffkraft darin, dass der Prothesenträger die Greifbewegung in nahezu jeder erdenklichen Stellung durchführen kann und dadurch einen funktionell deutlichen Mehrwert hat. Als nachteilig kann das höhere Gewicht dieser Prothesenkonstruktionen beschrieben werden.

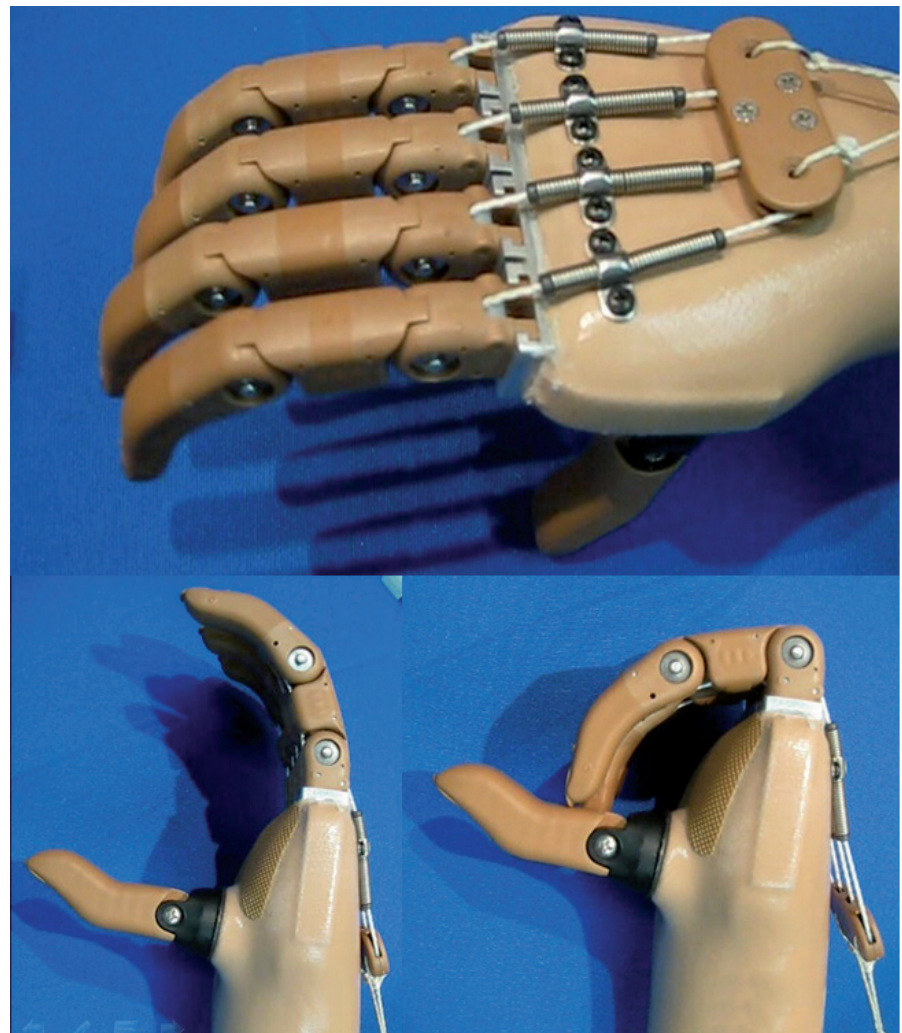


Abb. 13: Zuggesteuertes M-Fingersystem (ermöglicht adaptivere Greiffunktion)

kontrollierte Ansteuerung zweier Elektroden können die Prothesenträger in unterschiedlichsten Situationen das Öffnen und Schließen der Hand mit einer vergleichbar hohen Griffkraft durchführen. Die Griffart ist auch hier fix definiert

In Kombination mit flexiblen Schaftsystemen, wie z.B. HTV-Silikonkontaktschäften, kann man bei diesem Amputationsniveau oftmals noch eine Restbeweglichkeit des Handgelenks erhalten. Aufgrund der vordefinierten Handform und

Stellung der myoelektrischen Handsysteme sowie der notwendigen Unterbringung von Akku-Systemen sind die kosmetischen Endgestaltungsmöglichkeiten auch bei dieser Versorgungsvariante vorgegeben und limitiert.

Allen anderen Prothesenträgern mit partiellen Handamputationen blieben – bis auf wenige Ausnahmen [11] – diese Versorgungsmöglichkeiten der fremdkraftgesteuerten Prothesen bis dato leider vorenthalten.

4. Zukunftsperspektiven

Die Bionik macht auch vor der Prothetik der oberen Extremitäten keinen Halt. Mit der Natur zum Vorbild und hochdotierten Forschungsaufträgen im Hintergrund, haben sich die Labore vieler Forschungszentren weltweit in den vergangenen 10 Jahren intensiv mit der Verbesserung von prothetischen Versorgungsmöglichkeiten der oberen Extremitäten auseinandergesetzt.

Während Schlagworte wie „Pattern recognition“, „Selektiver Nerventransfer“ und „Gedankensteuerung“ die Bestrebungen nach einer verbesserten Interaktion zwischen Mensch und fremdkraftbetriebener Prothese reflektierten, wurde auch an der Optimierung der Prothesenkomponenten geforscht.

Neben der Entwicklung neuer Handsysteme konnten auch Fortschritte im Bereich der partialhandprothetischen Versorgung mit fremdkraftgetriebenen gelenkbeweglichen Fingersystemen verzeichnet werden. Das Pro-Digits-Fingersystem wurde im Rahmen des ISPO-Weltkongresses 2007 erstmals einem breiten Fachpublikum vorgestellt (Abb. 14, li. oben). Es folgten mehrere Versorgungsformen, vornehmlich von Kollegen in den USA und Schottland [12,13], welche dieses Produkt an Patienten mit partiellen Handamputationen zum Einsatz brachten. Erste Testversorgungen im Hause des Verfassers

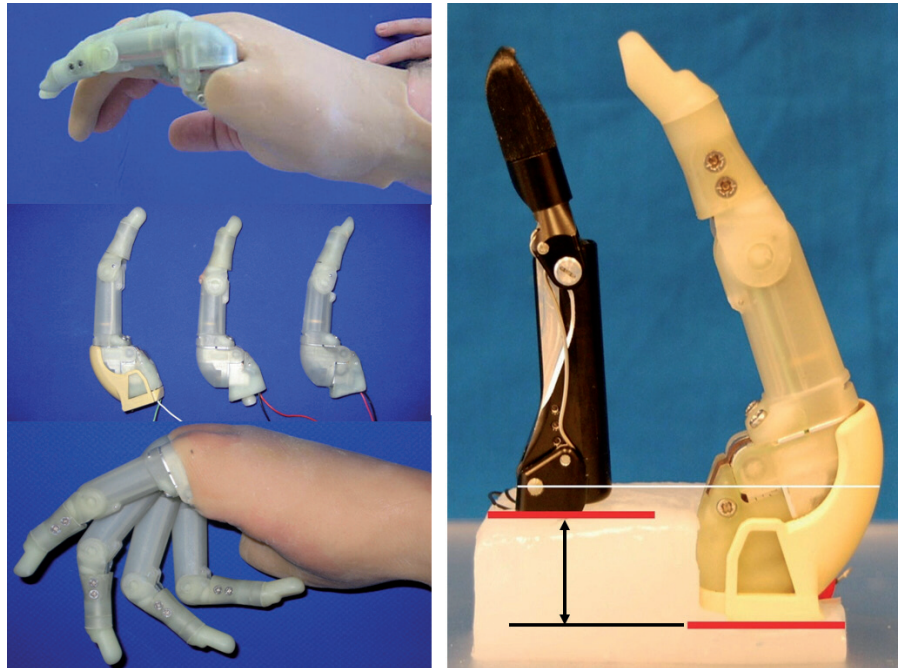


Abbildung 14: Fremdkraftprothesensystem Pro-Digits (2007 erstmals vorgestellt)

gestalteten sich dahingehend als schwierig, dass die Aufbauhöhe dieses Fingersystems bis in den metacarpalen Handbereich hineinreichte und dadurch ein Ausschlusskriterium für viele Versorgungsstufen bildete. Enttäuschend waren auch die Greifgeschwindigkeit und die Griffkraft dieses Systems. In den bis dato kommunizierten Versorgungsdokumentationen und Patient Stories vermisst man ästhetisch hochwertige Außenverkleidungen ebenso oft wie proportional an die andere Handseite angepasste prothetische Längen- und Größenverhältnisse. Dies soll jedoch nicht darüber hinwegtäuschen, dass die Funktionalität durch die hinzugekommene aktive Greifbewegung von Patientenseite äußerst positiv reflektiert wurde.

Eine alternative fingerprothetische Versorgungsvariante wurde von den Forschern des deutschen Unternehmens Vincent Systems entwickelt [14]. In enger Kooperation mit der technischen Orthopädie arbeitet man seit Jahren konsequent an der Entwicklung innovativer Finger- und Handprothesen.

Für den Versorgungsbereich nach Finger- und partiellen Handamputationen wurde das Vincent-Fingersystem entwickelt. Dieses System befindet sich zwischenzeitlich in der Erprobungsphase mit 2 klinischen Partnern und ist noch nicht am Markt verfügbar, da man mit einem funktional ausgereiften System überzeugen möchte. Es verwundert daher nicht, dass sich die aktuelle Version des Vincent-Fingers bereits in der 3. Generation befindet (Abb. 15). So konnte man beispielsweise eine sehr geringe System-Einbauhöhe berücksichtigen, wodurch die Finger auch bei langen Stümpfen noch adäquat zum Einsatz kommen können. Die gesamte Konstruktion wurde in einer hochfesten Aluminium-Knetlegierung umgesetzt und weist ein geringes Gewicht von 38 g auf. Über einen proportionalen Controller mit unterschiedlichen Steuerungsvarianten können die Finger einzeln oder gemeinsam durch FSR-Sensoren (Touchpads), herkömmliche Myoelektroden oder Flexionssensoren angesteuert werden. Die Programmierung und

Feineinstellung erfolgt über eine dazugehörige Schnittstelle zur Vincent-Programmier-Software. Lithium-Polymer-Akkumulatoren werden über eine miniaturisierte Magnetladebuchse geladen und versorgen die Einheit mit Strom. Die gezielte Verkleinerung der Komponenten muss als zentrale Anforderung in der Partialhandprothetik gesehen werden, da die gesamte Konstruktion durch eine geringe Bauteilgröße minimiert werden kann. Momentan arbeitet man intensiv an der Entwicklung einer adäquaten Außenkosmetik, die den Anforderungen dieses einzelbeweglichen Fingersystems gerecht wird.

5. Schlussbemerkung

Die funktionale Bedeutung und Wertschätzung von Prothesenversorgungen der oberen Extremitäten muss mehr Aufmerksamkeit erlangen. Obgleich es nach wie vor eine enorme Herausforderung darstellt, die komplexen Zusammenhänge von Motorik und Sensorik in einem vergleichbaren technischen Pendant abzubilden, zielen die Entwicklungen in die richtige Richtung. Erfreulicherweise konnte in den vergangenen Jahren ein zunehmendes Interesse an der prothetischen Versorgung der oberen Extremitäten verzeichnet werden. Die Tatsache, dass sowohl die technische Orthopädie wie auch internationale Forschungseinrichtungen die bestehenden Probleme ins Visier genommen haben und sich konsequent mit der funktionalen Verbesserung der Prothesenversorgung auseinandersetzen, konnte in diesem Versorgungsbereich neue Impulse setzen. Es ist weder für die betroffenen Prothesenträger noch für den Arzt und die Versorgungstechnik sinnvoll, sich an dem Unerreichbaren aufzuhalten – vielmehr sollten gemeinsame Ziele und Wege definiert werden, welche den funktionalen Zugewinn der prothetischen Ver-



Abbildung 15: Fremdkraftprothesensystem Vincent (bereits in der 3. Generation)

sorgung nach Finger- und Handamputationen nachhaltig verbessern.

Literaturverzeichnis

- [1] Wilson F. R. (2000): Die Hand – Geniestreich der Evolution, 2. Auflage, Klett-Cotta-Verlag, S. 9
- [2] Washburn S. L. (1960): „Tools and human Evolution“, Scientific American, 203,Nr.3, S. 63-75
- [3] Schäfer M. (2009): Prothetische Versorgungskonzepte nach partiellen Amputationen im Handbereich, Verlag Orthopädie-Technik 09/2009, S. 584-595
- [4] Kapandji Ibrahim A. (1999): Funktionelle Anatomie der Gelenke, 3. unveränderte Auflage, Band 1: Obere Extremität, Hippokrates-Verlag, S. 256-275
- [5] Rompe G., Erlenkämper A. (2004): Begutachtung der Haltungs- und Bewegungsorgane, 4. komplett überarbeitete und erweiterte Auflage, S. 271ff., Georg Thieme Verlag
- [6] Baumgartner R., Botta P. (2008): Amputation und Prothesenversorgung, 3. vollständig überarbeitete Auflage; S.157 ff.; Georg Thieme Verlag
- [7] Schäfer M. (2008): Silikone in der technischen Orthopädie; MOT 2/08, S. 7-16, Verlag Tischler, Berlin
- [8] Schäfer M. (2008): Fingerprothesen aus Silikon – Ästhetische und funktionale Aspekte; MOT 2/2008, S. 27-35, Verlag Tischler, Berlin
- [9] Greitemann B., Bork H., Brückner L. (2002): Rehabilitation Amputierter, 1. Auflage 2002, S.437 ff. und S. 485, Gentner Verlag, Stuttgart
- [10] Mikosz M. (2008): Cable driven multiarticulating Fingers, providing compliant grasp for the partial hand amputee, MEC Conference 2008, New Brunswick
- [11] Lake C. (2009): Experience with electric prostheses for partial hand presentation: an eight year retrospective, Journal of prosthetics and orthotics, 2009; 2; S. 125-130
- [12] Gill H. (2010): Experiences with proDigits, 13th ISPO World Congress, Leipzig, Advanced Instructional course Partial hand prostheses
- [13] Uellendahl J., Uellendahl E. (2010): Experience fitting partial hand prostheses using proDigits, 13th ISPO World Congress, Leipzig, Poster Presentation
- [14] Schulz S. (2010): Introducing a new multiarticulating myoelectric hand system, 13th ISPO World Congress, Leipzig, Symposium: Innovations in multifunction prosthetic hand systems

Anschrift des Verfassers

Michael Schäfer, OTM, GF
c/o Pohlig GmbH
Grabenstätter Str. 1, 83278 Traunstein

