

J. Wühr, L. Linkemeyer, K. Barsch, B. Drerup, H. H. Wetz

Vergleich tuberumgreifender und tuberunterstützender Schäfte: klinische und biomechanische Untersuchungen

Comparison of Ischial Containment and Conventional Above Knee Sockets: Clinical and Biomechanical Investigations

Der Schaft ist ein wesentlicher Bestandteil – wenn nicht der wichtigste Bestandteil überhaupt – einer Prothese. Die moderne Modularbauweise von Prothesen erlaubt die Betrachtung des Schaftes unabhängig vom Kniepassteil. In der vorliegenden Studie wird der Unterschied zwischen dem tuberumgreifenden und dem tuberunterstützenden Schaftsystem anhand verschiedener klinischer und biomechanischer Aspekte untersucht. Es zeigt sich, dass der tuberumgreifende Schaft sowohl klinisch als auch biomechanisch Vorteile bietet.

The prosthetic socket is the most important part of a prosthesis. The modern modular technique of prosthesis offers the possibility of considering the socket separately from the knee assemble. In the study presented in this article the essential differences between these two socket principles are shown by means of different clinical and biomechanical aspects. This demonstrates that the ischial containment socket offers clear advantages concerning clinical as well as biomechanical features.

Einleitung

Ein Ziel jeder orthopädie-technischen Prothesenversorgung ist die Wiederherstellung der Funktion des verlorenen Körperteils. Die Schafttechniken und -materialien für Amputationen im Bereich des Oberschenkels haben sich im Lauf der letzten Jahrzehnte kontinuierlich weiterentwickelt [3]. Die Anforderungen an einen Prothesenschaft, egal welchen Typs, sind jedoch identisch geblieben. Nach ISO-Standard 13405-1 und -2 [6] sind dies:

1. Übertragung von axialen Kräften zur Lastaufnahme (Support),
2. Übertragung von horizontal gerichteten Kräften zur Steuerung der Prothese (Stabilisation),
3. Haftvermittlung zwischen Patient und Prothese (Suspension).

Zu den klinischen Anforderungen an einen Schaft gehört, dass er groß genug sein muss, das komplette Stumpfvolumen aufzunehmen, aber die Prothese eng genug am Stumpf fixieren soll, ohne die Blutzirkulation zu beeinträchtigen. Wichtig ist dabei auch die Beschaffenheit des Oberschenkelstumpfes und in welchem Maße der Schaft die individuellen Besonderheiten des Stumpfes berücksichtigt. Es ergibt sich die Forderung nach einer Stumpfbettung, die sowohl den anatomischen wie auch den funktionellen Gegebenheiten des Patienten Rechnung trägt. Hierbei kann man zwei grundlegende

Schaftformen unterscheiden, die in den letzten Jahren in der Literatur immer wieder kontrovers diskutiert wurden. Diese beiden Schaftformen sind der tuberumgreifende oder auch längsoval genannte Schafttyp und der tuberunterstützende oder querovale Schafttyp (Abb. 1).

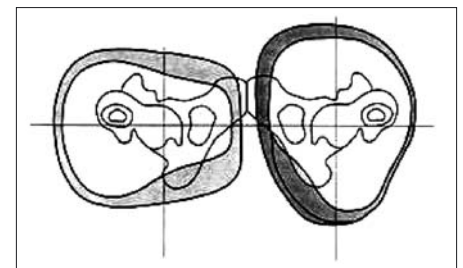


Abb. 1 Schematische Darstellung eines tuberunterstützenden (querovalen) Schaftes (links) und eines tuberumgreifenden (längsovalen) Schaftes (rechts).

Der tuberunterstützende Schaft ist die ältere Schaftform und geht noch auf die Verwendung von Leder als Schaftmaterial zurück. Seit der Einführung des Saugschaftes 1933 und der Verwendung rigider Materialien wie Holz oder Kunststoff für die Schaftherstellung werden Probleme mit dieser Schaftform berichtet. Schon 1952 listet Schnur in seinem Buch die Probleme der Tuberunterstützung [13] auf. Dies waren unter anderem:

- erhöhte Druckerscheinungen,
- Entstehung von Prothesenrandgeschwüren,
- Blockierung des Schrittrücklagevorganges,
- pseudarthrosische Wirkung.

Er forderte daher schon damals die Entwicklung einer „Sitzbeinmulde“. Auch Habermann zeigt 1958 die Probleme dieser Schaftform auf [5].

In den 1980er-Jahren wurde in den USA der sogenannte CAT-CAM Schaft entwickelt, der anstelle der Tuberunterstützung eine Tuberumgreifung besaß.

1989 berichtet Kokegei von den ersten Erfahrungen mit dieser neuen tuberumgreifenden Schaftform [7]. Die Vorteile dieser Schaftform liegen scheinbar auf der Hand. Schon ein Jahr später wird diskutiert, ob die querovale Schaftform noch vertretbar ist [2]. Leider gibt es nur wenige Studien, die sich mit diesem Thema wissenschaftlich auseinandersetzen [1, 8, 11, 12, 17]. Sibbel fasst 2006 die Vorteile des tuberumgreifenden Schaftes zusammen [15]. Dies wären unter anderem:

- keine Inkongruenz zwischen Schaft und Tuber ischiadicum in der prothesenseitigen Schrittvorlage (postulierte Ursache für Prothesenhub),
- kein Auftreten beckenvorkippender Momente,
- keine Frontalpelotte und damit auch keine Druckausübung im sogenannten „Scarpa’schen Dreieck“,
- physiologische Durchblutungssituation.

Trotz der offensichtlichen Überlegenheit des tuberumgreifenden Schafttyps werden immer noch bei zahlreichen Patienten tuberunterstützende Schäfte eingesetzt und auch von der Fachwelt durchaus akzeptiert [14].

Fragestellung

In der Klinik für Technische Orthopädie wurden innerhalb des Projektes „Klassifikation von Schaftsystemen und Stumpfbettungen“ [16] der Klinischen Prüfstelle klinisch-biomechanische Untersuchungen durchgeführt, um Unterschiede zwischen den beiden Schafttypen wissenschaftlich zu belegen. Der Unterschied zwischen tuberumgreifenden und tuberunterstützenden Schäften wird an den Beispielen

- Prothesenhub (Stumpfpseudarthrose),

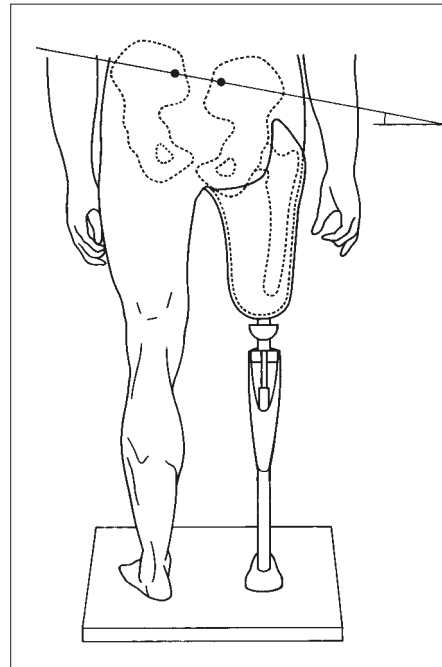


Abb. 2 Zur Bestimmung des Beckenschiefstandes aus der rasterstereographischen 3-D-Rückenvermessung.

- Beckenstellung,
 - Druckverteilung im Stumpf
- dargestellt.

Material und Methoden

Für insgesamt sechs Patienten wurden jeweils ein tuberumgreifender und ein tuberunterstützender Schaft gebaut. Nach der Anpassung wurde den Patienten eine Zeit von ein bis drei Wochen gegeben, um sich an den jeweiligen Schaft zu gewöhnen und eventuell orthopädie-technische Modifikationen durchführen zu können. Erst dann wurden klinische und biomechanische Messungen durchgeführt. Alle Schäfte waren Klarsichtschäfte aus demselben Material. Die Patienten gehörten den Aktivitätsklassen 3 und 4 an und waren zwischen 21

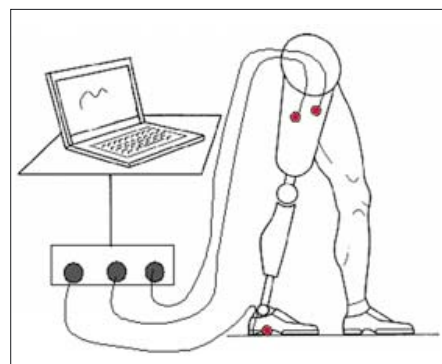


Abb. 3 Schematische Darstellung der synchronisierten Druckmessung mittels Novel Pliance.

und 73 Jahre alt. Die Amputationsdauer lag zwischen zwei und 38 Jahren. Bis auf einen Patienten waren alle mit einem tuberumgreifenden Schaft vorversorgt.

Die Messung zum Prothesenhub – also der Änderung der Beinlänge auf der prothetisch versorgten Seite – innerhalb des Gangzyklus wurde mit Hilfe des Vicon 3D-Bewegungssystems durchgeführt: Dieses besteht aus sechs Kameras, die in Kombination mit zwei Kistler-Kraftmessplatten betrieben werden. Zunächst wurde mit Hilfe der Kameras die Länge des prothetisch versorgten Beins in der mittleren Standphase (ca. 20 bis 30 Prozent des Gangzyklus) gemessen, wenn die Prothese unter Last steht. Diese Messung findet in Neutral-Null-Stellung statt. Als nächstes wird die Länge der prothetisch versorgten Seite gemessen, wenn der Hüftwinkel in der Schwungphase bei ca. 70 bis 80 Prozent des Gangzyklus wieder dieselbe Flexionsstellung erreicht hat. Die Differenz zwischen diesen beiden Längen ergibt dann den Prothesenhub [17].

Mit der optischen 3-D-Oberflächenvermessung [16] kann die Stellung des Beckens, insbesondere der Beckenschiefstand, gemessen werden. Dazu wird von der Eigenschaft der Rasterstereographie Gebrauch gemacht, die bewirkt, dass die Lumbalgrübchen als anatomische Bezugspunkte für die oberen hinteren Beckenspinen von der Software automatisch erkannt werden, und dass dadurch eine objektive Rekonstruktion der Beckenstellung im Raum mit großer Genauigkeit möglich ist (Abb. 2).

Die Druckmessung erfolgte mit dem Pliance Messsystem von No-

Prothesenhub	tuberumgreifend	tuberunterstützend
Mittelwert	3,3 mm	6,1 mm

Tab. 1 Mittlerer Prothesenhub, in mm gemessen, bei Patienten mit jeweils tuberumgreifendem und tuberunterstützendem Schaft.

vel. Das Prinzip des Messaufbaus ist in Abbildung 3 schematisch dargestellt.

Es wurden sowohl Messungen im Stehen als auch beim Gehen mit der für den jeweiligen Patienten angenehmen Geschwindigkeit durchgeführt. Dabei wurden syn-

Prothesenhub um fast den Faktor 2 größer ist, wenn die Patienten anstelle des tuberumgreifenden Schaftes den tuberunterstützenden Schaft tragen. Der Unterschied im Prothesenhub zwischen den beiden Schafttypen ist statistisch signifikant.

	Beckenschiefstand in mm	Beckenneigung in Grad
Mittelwert	3,4	2,4

Tab. 2 Mittlerer Beckenschiefstand in mm und mittlere Beckenneigung in Grad. Differenz zwischen Verwendung tuberumgreifender und tuberunterstützender Schäfte.

chron die Gangparameter mit Hilfe der GaitRite-Matte gemessen. Zur Synchronisation der Messung mit der GaitRite-Matte wird einer der Messaufnehmer in den Fersenbereich des prothesenseitigen Schuhs eingelegt. Ein Druckanstieg des Fersensensors zeigt den Beginn des Gangzyklus (Fersenauftritt) an und erlaubt die Zuordnung der Messwerte in den beiden Schaftsensoren zu einer entsprechenden Gangphase. Zwei weitere Sensoren werden dann an ausgewählten Positionen in der Schafteintrittsebene platziert.

Ergebnisse

Prothesenhub

Tabelle 1 zeigt den mittleren gemessenen Prothesenhub, jeweils bei Verwendung des tuberumgreifenden und tuberunterstützenden Schaftes. Man erkennt, dass der

Beckenschiefstand und -neigung

Tabelle 2 zeigt die mittlere Differenz des Beckenschiefstandes sowie der Beckenneigung beim Vergleich der beiden Schaftsysteme. Das Vorzeichen der Werte in Tabelle 2 ist so gewählt, dass ein positiver Wert eine Erhöhung des Beckenschiefstandes beziehungsweise eine Erhöhung der Beckenneigung bei Verwendung des tuberunterstützenden Schaftes gegenüber dem tuberumgreifenden Schaft bedeutet. Negative Werte würden einer Verringerung bei Verwendung des tuberunterstützenden Schaftes entsprechen. Man erkennt jedoch deutlich, dass sich der Beckenschiefstand bei Verwendung des tuberunterstützenden Schaftes im Mittel um 3,4 mm erhöht. Zum Vergleich: Der Prothesenhub war im Mittel bei Verwendung tuberunterstützender Schäfte um 2,8 mm größer als bei Verwendung tuber-

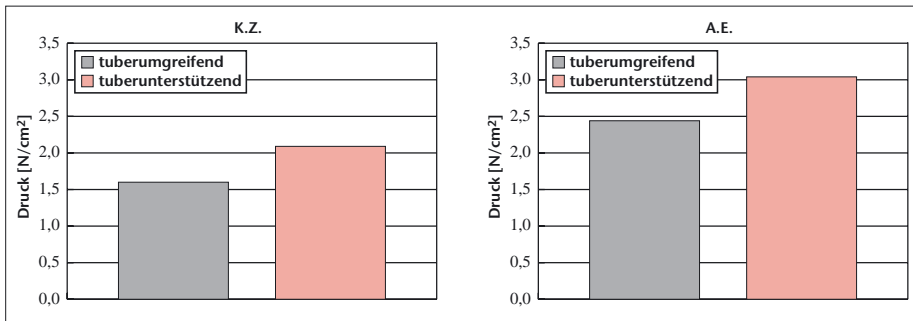


Abb. 4 Druckmessungen ventral im Stand für tuberumgreifende und tuberunterstützende Schäfte.

umgreifender Schäfte. Im Vergleich der Beckenneigung ergibt sich ein ähnliches Bild. Alle Patienten zeigen eine größere Beckenneigung im Sinne einer Lordose bei Verwendung des tuberunterstützenden Schaftes. Die Ergebnisse sind statistisch signifikant.

Druckmessung im Schaft

Eine wichtige biomechanische Aussage liefert die Druckverteilungsmessung im Schaft. Der Schwerpunkt der Messung wurde auf die ventrale Druckverteilung, insbesondere im Bereich des Scarpa-Dreiecks, gelegt.

Abbildung 4 zeigt exemplarisch die Druckmessungen von zwei Patienten ventral im Stand. Man erkennt, dass der Druck an dieser Stelle in tuberunterstützenden Schäften größer ist als in den tuberumgreifenden Schäften. Häufig – insbesondere bei den tuberunterstützenden Schäften – steigt der Druck ventral über zwei N/cm². Der mittlere Blutdruck im Scarpa-Dreieck beträgt etwa 1,2 N/cm² (entspricht 90 mmHg). Bei der Druckmessung im Gehen zeigt sich ein ähnliches Bild (Abb. 5). Der Druck bei Verwendung von tuberumgreifenden Schäften ist bei fast allen Patienten im Bereich des Scarpa-Dreiecks deutlich niedriger als bei den tuberunterstützenden Schäften. Allerdings kommt es hier im Verlauf einer Gangphase kurzzeitig zu einer völligen Entlastung, so dass die Zirkulation nicht dauernd unterbrochen ist. Der Schmerz-Schwellwert von vier N/cm² [10] wird mit tuberumgreifenden Schäften seltener überschritten als mit tuberunterstützenden Schäften.

Diskussion

Beide Schaftsysteme, der tuberumgreifende wie auch der tuberun-

terstützende Schaft, genügen dem ISO-Standard [6] – ihre individuelle Passgenauigkeit selbstverständlich vorausgesetzt. In dieser Studie soll untersucht werden, ob die von Schnur [13] beschriebenen Nachteile des tuberunterstützenden Schaftes nachweisbar sind, beziehungsweise ob die von Sibbel [15] beschriebene Überlegenheit des

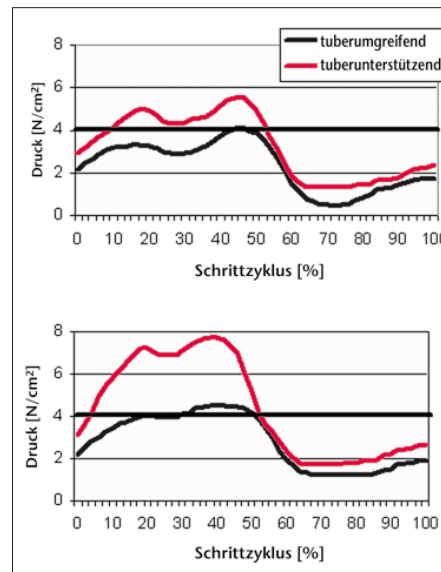


Abb. 5 Druckmessungen ventral im Gehen für tuberumgreifende und tuberunterstützende Schäfte.

tuberumgreifenden Schaftes tatsächlich besteht. Dies wurde untersucht anhand des Prothesenhubs beim Gehen, der Beckenstellung des Patienten im Stand sowie des Druckes im Schaft im Bereich des Scarpa-Dreiecks.

Der Prothesenhub kann mit keinem Schaftsystem vollständig vermieden werden. Allerdings zeigt sich, dass die Verwendung von tuberumgreifenden anstelle von tuberunterstützenden Schäften ihn deutlich verringert, und zwar unabhängig von der Stumpfbeschaffenheit. Die sechs ausgewählten Patienten unterscheiden sich nicht nur

in Alter, Geschlecht und Gewicht, sondern auch bezüglich der Stumpfbeschaffenheit. Trotz dieser Inhomogenität der Gruppe zeigt sich, dass alle Patienten einen um ca. die Hälfte reduzierten Prothesenhub aufweisen, wenn sie mit einem tuberumgreifenden Schaft versorgt werden.

Die hier gezeigten Ergebnisse bestätigen eine frühere Studie [17], bei der 37 Patienten mit ihren individuellen Schäften getestet wurden. In dieser Studie trat bei Patienten mit tuberunterstützenden Schäften im Mittel ein Prothesenhub von sogar 13 mm auf, während bei Patienten mit tuberumgreifenden Schäften der Prothesenhub ebenfalls um fast den Faktor 2 reduziert war.

Offen bleibt die Frage, ab welcher Größenordnung der Prothesenhub für einen Amputierten problematisch wird. Wissenschaftliche Untersuchungen diesbezüglich sind unerlässlich, fehlen derzeit aber noch.

Ein erfahrener Orthopädie-Techniker stellt die Länge einer Prothese immer so ein, dass ein möglichst geringer Beckenschiefstand erreicht wird, gleichzeitig aber der Patient die Prothese durchschwingen kann, ohne hängen zu bleiben. Es lässt sich argumentieren, dass der Prothesenhub, der ja die Prothese in der Schwungphase zusätzlich verlängert, durch eine weitere Verkürzung der Prothese kompensiert werden muss. Somit muss ein tuberunterstützend versorgtes Bein im Allgemeinen kürzer als ein tuberumgreifend versorgtes Bein sein. Der Vergleich des Beckenschiefstandes bei tuberunterstützender zu tuberumgreifender Versorgung bestätigt diese Vermutung. Bei der Verwendung des tuberumgreifenden Schaftes tritt eine durchschnittliche Verbesserung des Schiefstandes von 3,4 mm auf, was in etwa der Größenordnung entspricht, die der Prothesenhub geringer ausfällt.

Da ein Beckenschiefstand langfristig zu Rückenproblemen führen kann, ist es wichtig, ihn so gering wie möglich zu halten. Dies gilt ebenso für eine erhöhte Beckenneigung, deren Folge meist eine verstärkte Lordosierung der Wirbelsäule ist, das heißt, der Patient steht im Hohlkreuz, was ebenfalls wiederum langfristig zu Rückenproblemen führen kann. Beide Größen, sowohl

der Beckenschiefstand als auch die Beckenneigung, können durch Verwendung von tuberumgreifenden Schäften signifikant verringert werden. Somit können die in der Literatur [2, 7, 15] beschriebenen Vorteile der Tuberumgreifung wissenschaftlich nachgewiesen werden.

Ebenfalls nachgewiesen ist bei tuberunterstützenden Schäften die erhöhte Druckbelastung im Scarpa-Dreieck, sowohl im Stehen als auch im Gehen. Im Stehen liegt der Druck bei allen tuberunterstützenden Schäften oberhalb des Blutdrucks von 1,2 N/cm². Im Gehen zeigen ebenfalls alle tuberunterstützenden Schäfte Druckspitzen in der Standphase, die im Schmerzbereich oberhalb von vier N/cm² [10] liegen. Allerdings könnte dieser Schwellwert zu tief angesetzt sein, Müller-Schwefe und Überall [9] geben einen Wert von ca. 28 N/cm² an.

Fazit

Ein Prothesenhub, ein Beckenschiefstand, eine Beckenneigung wie auch erhöhte Drücke im Bereich des Schaftes werden nie vollständig vermeidbar sein. Insgesamt bestätigen jedoch die klinischen und biomechanischen Untersuchungen die Vorteile des tuberumgreifenden Schaftes, da dieser in der Lage ist, die oben genannten Parameter zu minimieren.

Für die Autoren:

Dr. Juliane Wühr

*Klinik und Poliklinik für Technische Orthopädie und Rehabilitation
Universitätsklinikum Münster
Robert-Koch-Str. 30
48149 Münster*

Literatur:

- [1] Baumgartner, R.: Die sitzbeinübergreifende Schafttechnik aus medizinischer Sicht, Orthopädie-Technik 48 (1997), 650-656
- [2] Botta, P.: Ist die querovale Schaftform noch vertretbar? MOT 5 (1990), 252-254
- [3] Bundesfachschule für Orthopädie-Technik: Unterrichtsmaterialien zur Prothetik nach transfemorale Amputation, 2006
- [4] Drerup, B., B. Ellger, F. Meyer zu Bentrup, E. Hierholzer: Rasterstereografische Funktionsaufnahmen: Eine neue Methode der biomechanischen Analyse der Skelettgeometrie, 2001
- [5] Habermann, H.: Oberschenkelkunstbeinbau – nach welchem System?, 1958
- [6] ISO13405-1 und 13405-2: Prosthetics and orthotics – Categorisation and description of prosthetic components – Part 1 and Part 2, Beuth-Verlag GmbH Berlin, 1995
- [7] Kokegei, D.: Erfahrungen mit dem längsovalen Oberschenkelschaft (CAT-CAM) – eine Alternative zur herkömmlichen Schaftform. Orthopädie-Technik 40 (1989), 570-575
- [8] Michael, J. W.: Current Concepts in Above-Knee Socket Design, Instr Course Lect 39 (1990), 378-378
- [9] Müller-Schwefe, G. H. H., M. A. Überall: Analgetische und muskeltonus-normalisierende Wirkung von Flupirtin retard. MMW-Fortschritte der Medizin, Originalien Nr. IV/2007, 149 (2007), 153-161
- [10] Ploetz, E.: Typische Fehler beim Bau von Oberschenkelkunstbeinen. Ergebnisse eines vom Bundesministerium für Arbeit im Jahre 1956 durchgeführten Preisausschreibens, 1956
- [11] Pritham, C. H.: Biomechanics and shape of the above-knee socket considered in light of the ischial containment concept, Prosthetics and Orthotics International 14 (1990), 9-21
- [12] Radcliff, C. W.: Functional Considerations in the Fitting of Above-Knee Prosthesis, Artif. Limbs 2 (1995), 35-60
- [13] Schnur, J.: Das Kunstbein: Messen und Bauen, Köthen-Anhalt, Greiner, 1952
- [14] Schuch, C. M., C. H. Pritham: Current Transfemoral Sockets, Clin Orthop 361 (1999), 48-54
- [15] Sibbel, B., St. Bieringer, D. Kokegei: Versorgungskriterien der Schaftgestaltung nach transfemorale Amputation, MOT 126 (2006), 53-60
- [16] Wetz, H. H. et al: Klinische Prüfstelle für Orthopädische Hilfsmittel: Bericht zum Prüfauftrag „Klassifikation von Schaftsystemen und Stumpfbettungen“ für das Bundesministerium für Arbeit und Soziales, 2007
- [17] Wühr, J.: Stumpfbewegungen im Schaft bei Oberschenkelamputierten: Untersuchungen mit dem Vicon-3D Bewegungssystem, Med. Orth. Tech. 127 (2007), 7-12