

TRANS - TIBIAL CASTING

ORTHOMANUAL

The BUFA - System adapted to the Developing World and War Zones

Written by: Markus Thonius OMM / CPO
Proof-read: Margaret Ahern reg. Nurse, Australia

ICRC - Loki Orthopaedic Workshop 1994

This manual may be freely reviewed, abstracted, reproduced or translated, in part or in whole
but not for sale or for use in conjunction with commercial purposes

TABLE OF CONTENTS

| | | |
|----------|---|----|
| 1 | Introduction | 2 |
| 2 | 2.1 General Biomechanics of TT- Weight Bearing | 3 |
| | 2.2 Principles of Weight Bearing | 4 |
| | 2.3 The PTB - Discussion and Pathomechanics | 5 |
| 3 | The different TT - Systems on the Market | 6 |
| 4 | The BUFA - Casting System adapted to the Developing World and War Zones | 7 |
| | 4.1 Casting of the TT - Stump | |
| | 4.1.1 Preparation for Casting | 8 |
| | 4.1.2 Casting - Weight Bearing Part | 13 |
| | 4.1.3 Casting - Supracondylar Suspension Stage | 16 |
| | 4.1.4 Preparation for Modification | 19 |
| | 4.2 Modification of the TT- Model | 26 |
| | 4.3 Production of the Soft- and PP- Socket | 37 |
| 5 | Reference | 40 |
| 6 | Annex | 41 |

1. Introduction

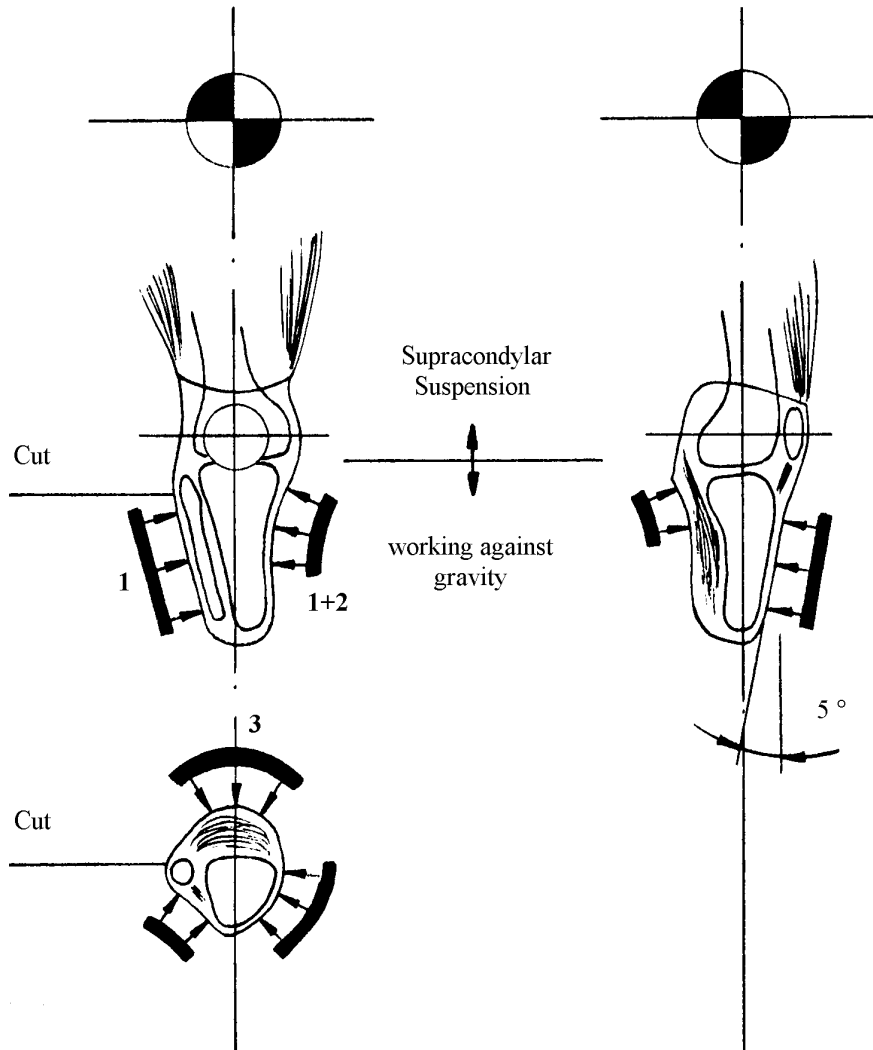
This manual is written to give a guide to the widely discussed differences of TT - philosophies with the special regard to the needs and stump conditions of patients in developing countries and war zones.

The author has worked with all the different systems. In the second part of the manual he gives a casting guide for a system which has proved both, efficient in thousands of TT-protheses and which is useable for most kind of stump conditions. (up to 3 cm tibia length)

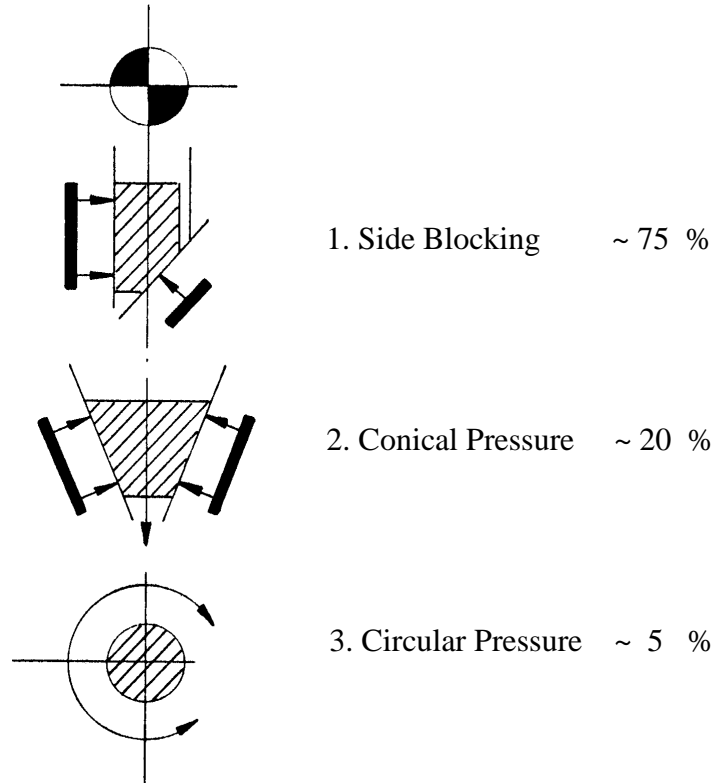
The original BUFA technology with full stump end contact was modified. This was because in the developing world and in war zones a patient usually lives a long way from the workshop and therefore cannot be supplied with the same regularity of service as in Europe.

If a protheses is aligned properly and the volume and bony structure of the stump is well integrated in the socket, it is certainly possible to fit a patient in every system. However, some systems show typical disadvantages, others are more favourable.

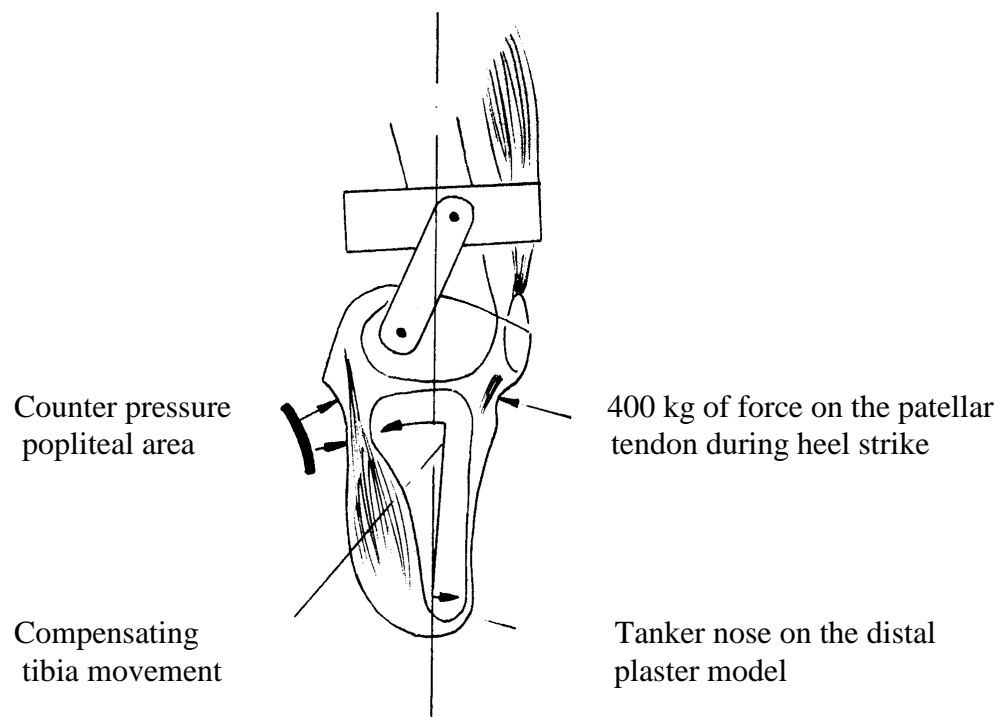
2.1 General Biomechanics of TT- Weight Bearing



2.2 Principles of Weight Bearing



2.3 The PTB - Discussion and Pathomechanics:



1. Physical Rule

Each pressure needs the same counter pressure

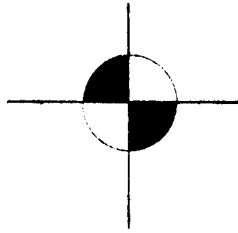
2. Static Situation

The applied force at the patellar tendon, connected to the quadriceps femoris, multiplies during heel strike to about 400 kg.

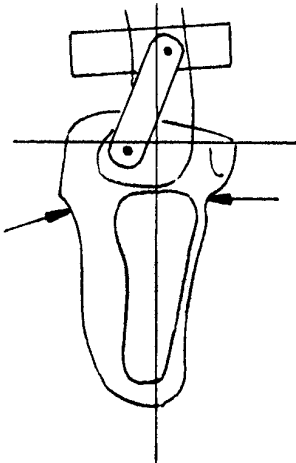
3. Pathomechanics

As the posterior counter pressure area to the patellar region consists of soft tissue and shows exposed veins and arteries (popliteal area) it is impossible to keep up a 400 kg counter force. Instead the tibia reacts in an anterior - posterior movement and due to this the plaster model had to be built up at the distal tibia part with the so called tanker nose (Kegel, Paris, PTK) in order to give place for the moving tibia.

3. The different TT - Systems on the Market (Socket Designs)

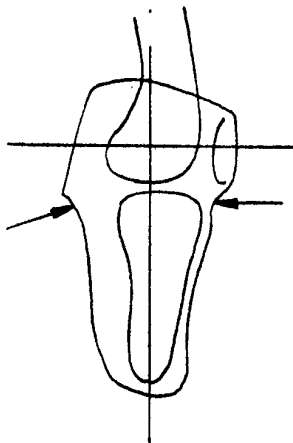


(1. **Corset Type** ~ 1800)



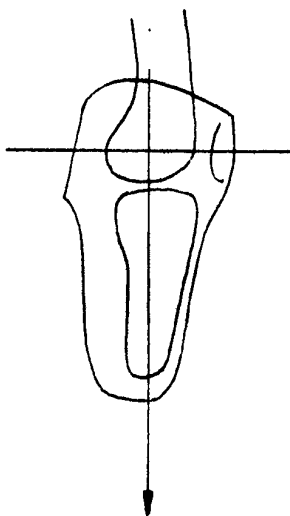
2. **PTB** ~ 1950 (Foort, Radcliff)

- Belt
- PTB - Pressure



3. **PTS** ~ 1960 (Fajal, Kegel)

- Supracondylar Socket Design
- PTB - Pressure



4. **BUFA** ~ 1980 (Richter)

- no PTB - Pressure
- most weight bearing along the medial tibia

(5. **ICEROSS** - Type ~ 1990)

4. The BUFA - Casting System adapted to the Developing World and War Zones

- 4.1 Casting of the TT - Stump
 - 4.1.1 Preparation for Casting
 - 4.1.2 Casting - Weight Bearing Part
 - 4.1.3 Casting - Supracondylar Suspension Stage
 - 4.1.4 Preparation for Modification

4.1.1 Preparation for Casting



- Casting chair
- Casting table
- Water pot
- POP - Bandage 3-5 x 15 cm
- Measurement tape
- Vaseline
- Copy pen
- Patient Data Paper
- Knife
- Plaster scissor
- Stockinet 5 or 8 cm
(if possible elastic - TUBIGRIP)
- Leather strip 30 x 2.5 cm, 3 mm thick



- Remove the elastic stump compression bandage
- Cover the stump with Vaseline
- Apply a compressing stockinet over the whole stump length



Test of the **cast grip**:
(for a right stump)

- The **palm** of the right hand forms out the medial, proximal tibia contours
- The soft tissue (Triceps Surae) is pressed to the back
- The **fingers** of the right hand give a flat resistance to the popliteal area, following the natural contours of the muscles

Attention:

This posterior pressure is not necessary for long TT- stumps



- The left hand forms out the convex area between tibia and fibula
- The soft tissue at the distal end is moved to the front

- The stump is in 20° flexion



Taking of measurements:

- Mark the patella
- Marks along the medial side at 5 cm intervals starting from mid - patella level in distal direction
- Take the circular measurements without compression on all marked levels



- Apply 4 layers of POP - bandage along the tibia corner (wide 2 cm)
- Apply 4 layers of POP - bandage at the fibular head



- The applied POP - strip for the tibia follows exactly the corner of the tibia
- Remarks:
The tibia is usually in an adducted position to the plumb line



- The POP fibula strip

- Isolate the POP stripes with Vaseline

4.1.2 Casting - The Weight Bearing Part



- Cast with a 15 cm POP - bandage 4 layers around the stump, starting from mid-patella level



- Cast tide to get out the bony contours of the frontal **face** of the TT - stump



Cast Grip:

- Apply the cast grip as tested before



4.1.3 Casting - The Supracondylar Suspension Stage



- Use a leather strip along the anterior stump to facilitate opening of the plaster cast
- Start with a POP - bandage to cover the condyles with 4 layers



- Use the rest of the bandage to get a good overlap with the already applied portion of the cast



Cast Grip :

- The right hand follows in a bow the anatomy of the condyle
- The left hand gives a flat counter pressure along the lateral condyle



4.1.4. Preparation for Modification



- Apply a plumb line from mid-patella along the stump in 90° position to the table
- Apply marks across the leather strip



- Cut with a sharp knife along the leather the cast as far as mid-patella



- Cut the stockinet starting at the proximal brim as far as mid-patella



- Open the upper part of the plaster cast in the medio- lateral direction



- Remove the stockinet and the POP - stripes



- Close the model to the former position



- Cut the POP - model along the proximal end with scissors to give a straight trim line



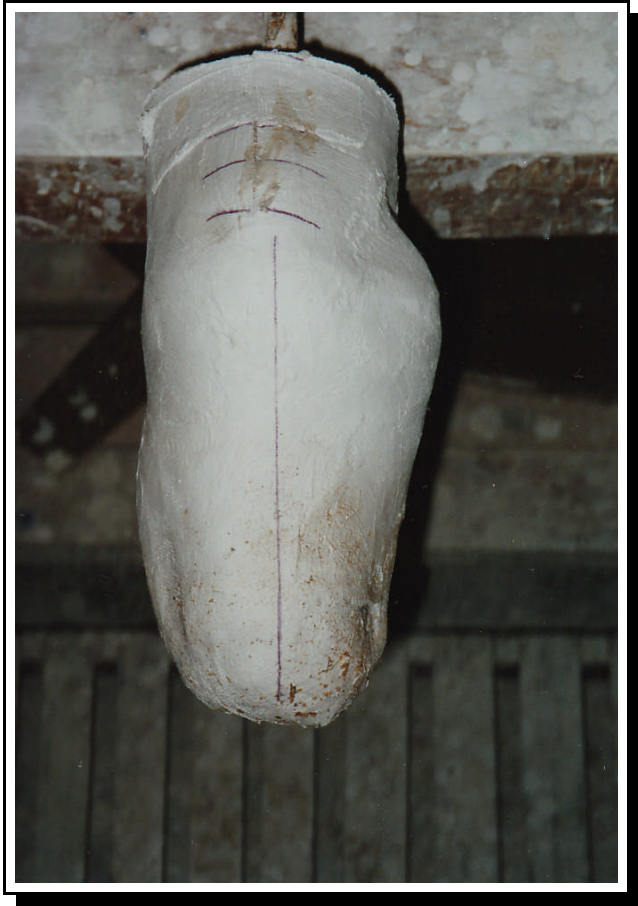
- Place the model in a functional neutral position into a sandbox



- Functional position acc. to the plumb line in the sandbox



- Functional position of the iron tube acc. to the plumb line



- Functional position on the working bench



- The positive plaster model after removal of the POP- bandages

4.2 Modification of the TT - Model



- Remove the contours of the leather strip



- Smooth the frontal **face** of the stump



- The smoothed frontal **face** of the stump

Remarks:

No changes of shape are made here between casting and the finished model



- Check the measurements on the different levels and reduce accordingly along the posterior muscle region (Triceps Surae)

Muscle Reduction

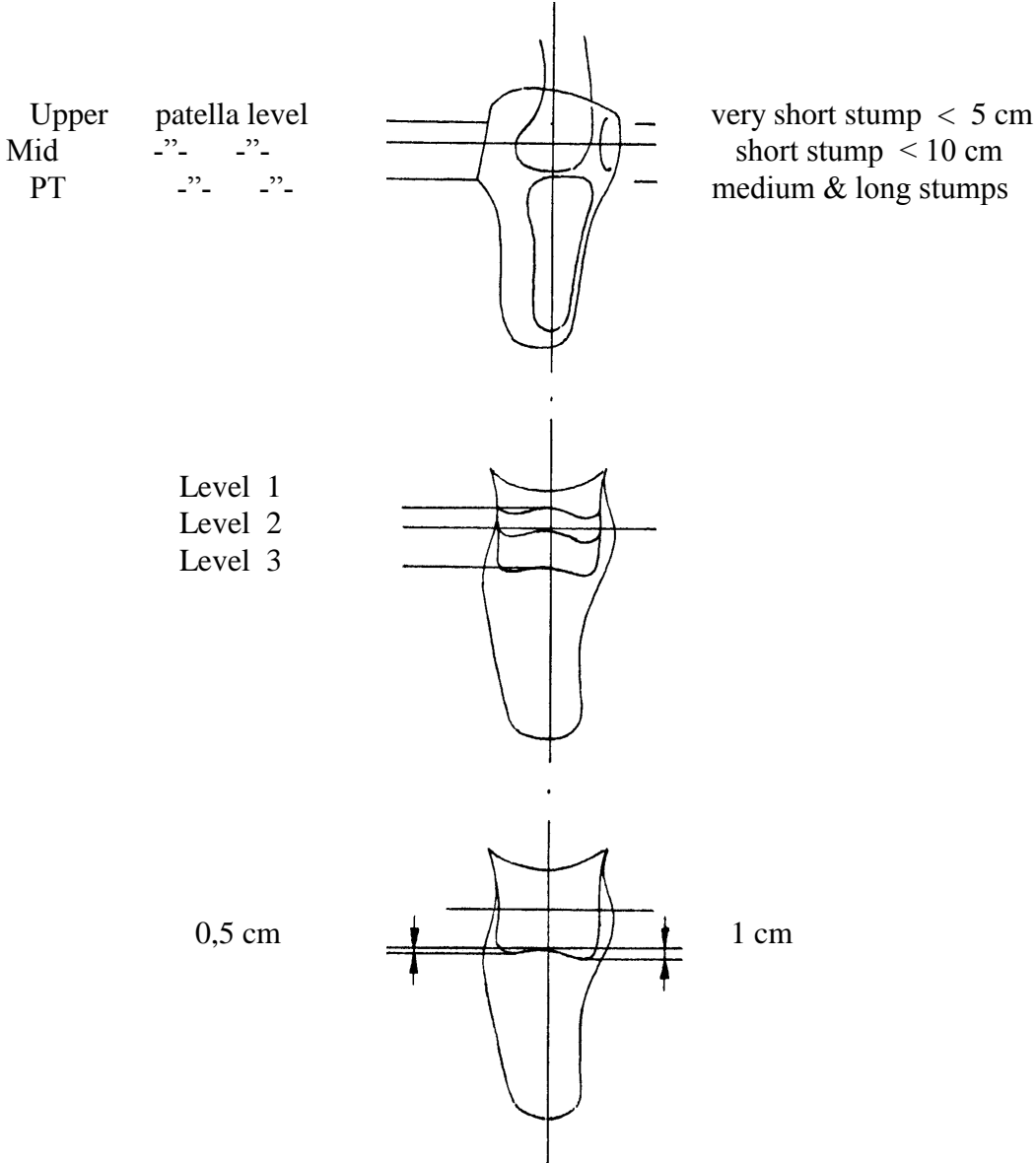
for TT - Stumps

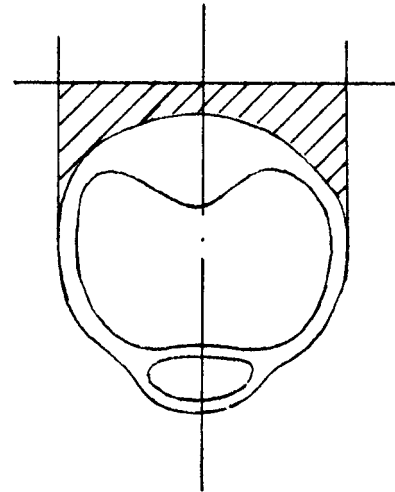
- Reduce the model in the muscle part additional acc. to the following list on every level

| | | | |
|------|------|--------|---------------|
| 0 mm | | | Child - Stump |
| 1 mm | Long | | Adult - Stump |
| 2 mm | Fat | Normal | Adult - Stump |
| 3 mm | | Short | Adult - Stump |
| 4 mm | | | |
| 5 mm | Fat | Short | Adult - Stump |

- The reduction scale is based on the appliance of
 - one cotton stockinet between stump and soft socket
 - one cotton stockinet between soft socket and PP - socket

Posterior Socket Levels





Patella in the middle

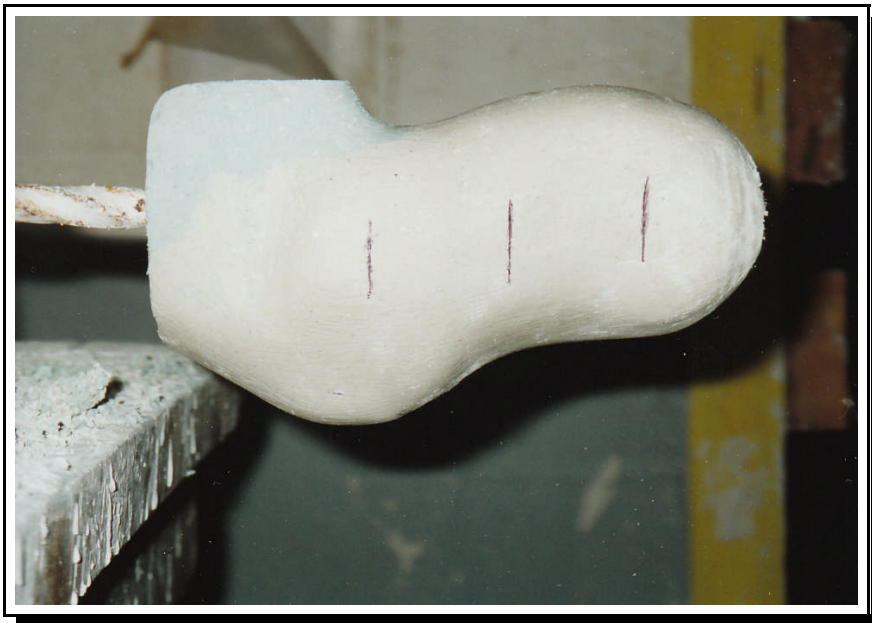
= > neutral modification position



- Build up the posterior stump acc. to the length of the tibia (Level 1,2,3)



- The modified posterior part allows the flexion of the stump in the socket

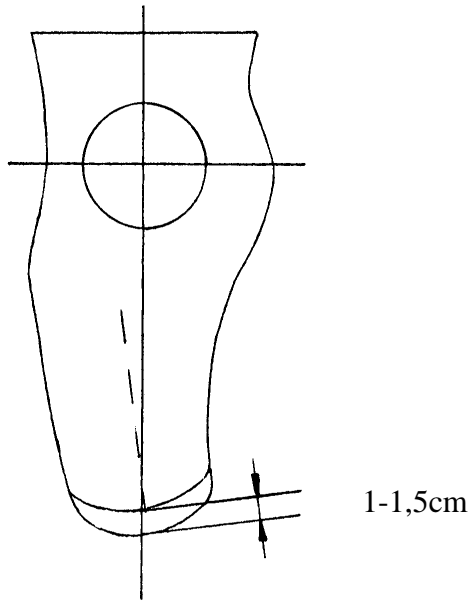




- For a long TT- stump the same modification takes place on a more distal level (Ref.: Page 28)

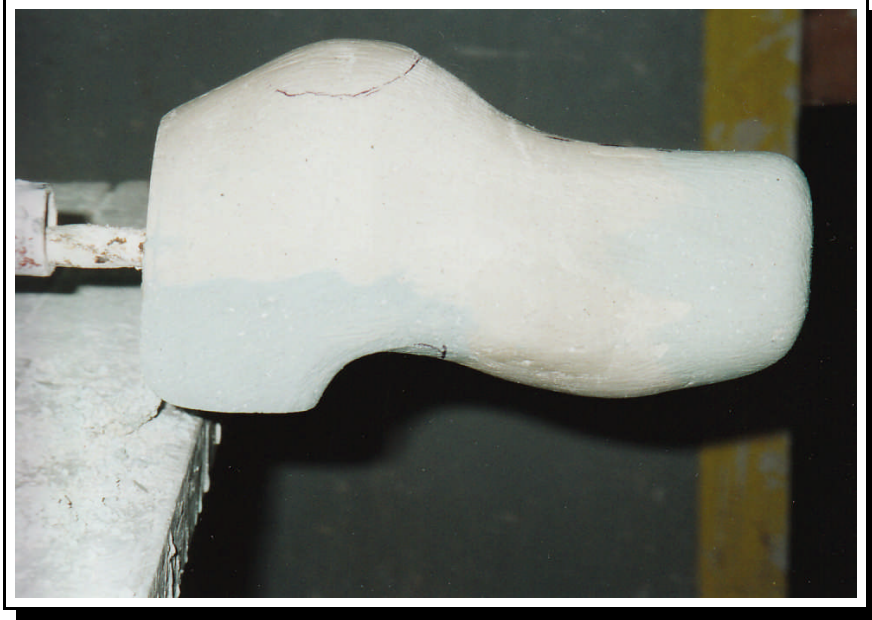


- Extend the stump length about 1- 1,5 cm

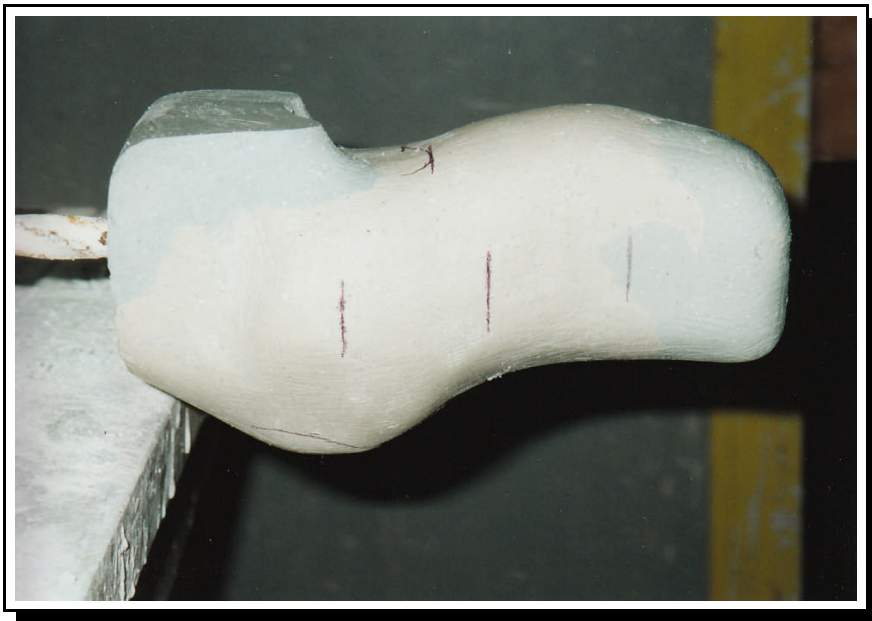


- Remarks:
Here is a difference to the technology in Europe, where full contact can be applied due to the regular service for patients

The Finished Model



- Lateral view



- Medial view

The Finished Model

Distal view



4.3 Production of the Soft- and PP- Socket



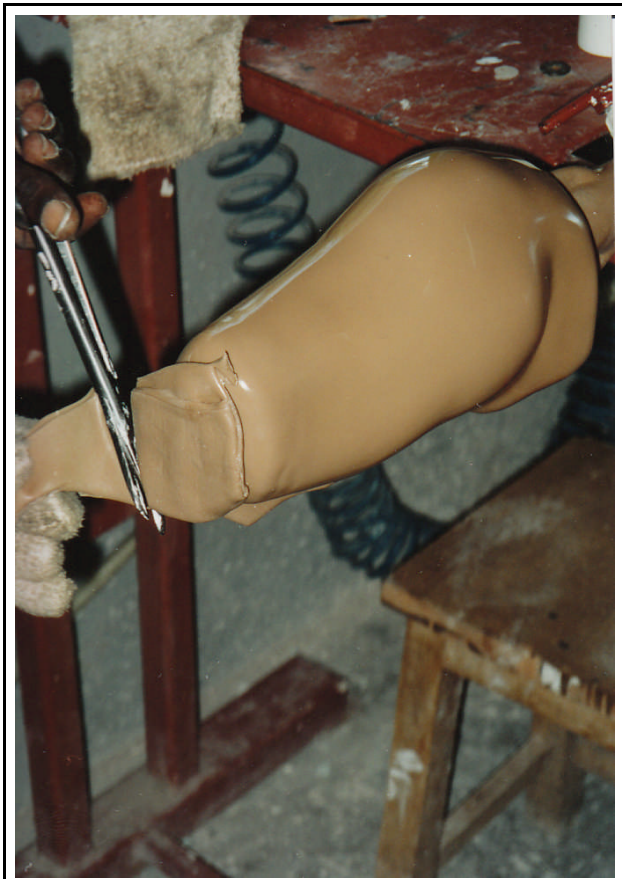
- Apply a soft socket of 6 mm thickness



- Align with plaster an aluminium disc in neutral position, to fit into the PPCAS - System



- Position the socket in the suction apparatus
- Apply one layer of stockinet to guarantee good vacuum suction



- Select and cut the PP - sheet:
 - 3 mm for children
 - 4 mm for adults
- Form the PP - sheet hot around the model (180°)
- Reinforce the distal end of the socket with hot scrap PP (Here the PPCAS - System will be connected)

References

- RICHTER Heinz : Vorlesungen zur Unterschenkelprothetik
BUFA 1988
- BOTTA / BAUMGARTNER : Amputation und Prothesenversorgung der unteren
Extremität
- BUFA / Dortmund : Prothetik für Auszubildende
- KAHLE / LEONHARD /
PLATZER : Menschlicher Bewegungsapparat Teil 2
- KAPANDJI : Funktionelle Anatomie - Untere Extremität

6. Annex

R. Hulshof

Quantitative Bewertung von CAD/CAM Unterschenkel-Konstruktionskonzepten mittels Druckmessungen

A Quantitative Evaluation of Trans-tibial CAD/CAM Socket Design Concepts by Pressure Measurements

Evaluation quantitative des conceptions CAD/CAM de construction de la jambe tibiale au moyen de mesurages de pression

Komfort und Funktion einer Prothese hängen in hohem Maße von der Dauer und Höhe des Druckes zwischen Stumpf und Schaft ab. Der Beitrag befaßt sich mit der Frage, ob eine große Belastung im Bereich des Tibia-Kopfes und an der Patellarsehne zu einer Reduzierung der Beanspruchung im distalen Stumpfbereich führt. Zu diesem Zweck wurden auf dem Strathclyde CAD/CAM-System für einen Unterschenkelamputierten sechs Schäfte mit unterschiedlichen Modellierungen im knienahen Bereich konstruiert und mit Druckaufnehmern versehen. Bei Laufversuchen mit den unterschiedlich modellierten Schäften wurden die Druckverläufe an den instrumentierten Stellen gemessen. Dabei zeigte sich, daß eine hohe Belastung im knienahen Bereich nicht zwangsläufig den Druck am distalen Stumpfbereich reduziert.

The comfort and function of a prosthesis depend to a great extent on the duration and amount of pressure between the stump and the socket. This contribution deals with the question of whether large loads in the area of the tibial head and the patellar tendon lead to a reduction in the load on the distal area of the stump. For this purpose, the Strathclyde CAD/CAM-system was used to design six sockets for a below-knee amputee with different modeling properties and with pressure transducers. The pressure versus time was measured at the instrumented locations during gait tests with the various sockets. It was found that a high load in the area near the knee does not necessarily reduce the pressure at the distal end of the stump.

Le confort et la fonction d'une prothèse dépendent dans une large mesure de la durée et la hauteur de la pression exercée entre le moignon et l'emboîtement. L'article s'occupe de la question si une grande charge à la région de la tête du tibia et au tendon patellaire mène à une réduction de

l'effort dans la région distale du moignon. Dans ce but on a construit sur le CAD/CAM de Strathclyde six emboîtages pour un amputé de la jambe tibiale avec de différents emboîtages de modélisation dans la région près du genou et on les a munis d'un enregistrement de pression. Lors des essais de marche avec les emboîtages modélisés de façons différentes on a mesuré les procès de pression aux endroits instrumentés. A ce propos on a révélé qu'une haute charge dans la région près du genou ne réduit pas forcément la pression au bout distal du moignon.

Einleitung

In den letzten 50 Jahren hat sich der Versorgungsstand in der Prothetik erheblich verbessert. Von der Metallprothese mit Kniegelenken, Oberschenkeltrichter und Schulterriemen erfolgte der Übergang zu leichtgewichtigen, selbsthaftenden Prothesen, von denen Amputierte heutzutage profitieren. Technisch fortgeschrittene Materialien wie Kohlenfaserwerkstoffe, Polyurethan und Silikon werden in der Prothesenherstellung routinemäßig verwendet. Viel Forschungsaufwand wurde in die Konstruktion hochentwickelter künstlicher Füße investiert. Trotzdem basiert die Schaftkonstruktion immer noch auf theoretischen Annahmen und praktischer Erfahrung.

Bis jetzt war eine Hauptschwierigkeit bei der Schaftkonstruktion die Frage, wie man einen unregelmäßig geformten Gegenstand wie einen Stumpf quantifizieren kann. Das Aufkommen von CAD/CAM-Systemen, die z. B. Laserscanner für Formmessungen benutzen, hat es möglich gemacht, das Konstruktionsobjekt und die daran durchgeführten Veränderungen zu quantifizieren. Dies erlaubt dem Konstrukteur, Volumenveränderungen während des Konstruktionsprozesses zu kontrollieren, was mit der traditionellen Methode nicht möglich ist.

Komfort und Funktion der Prothese

sind in hohem Maße abhängig von Dauer, Ort und Höhe des Drucks, der zwischen Schaft und Stumpf erzeugt wird. Während der letzten 30 Jahre wurde eine Reihe von Druckstudien durchgeführt mit dem Ziel, die Druckhöhen zu messen, die in PTB-Schäften auftreten. Dies wurde kürzlich weltweit von einigen Gruppen durchgeführt, die an der mathematischen Modellerstellung der Stumpf-Schaft-Interaktion interessiert sind (Finite Element Analyse). Es gibt jedoch keine experimentellen Anhaltspunkte dafür, daß der PTB-Schaft die optimale Konstruktionsform in Bezug auf Druckverteilung und Patientenkomfort ist.

In den letzten Jahren entstanden neue Systeme, deren gemeinsames Merkmal die Schaffung von Schäften ist, die sich ohne Modifikationen z. B. im Bereich der Patellarsehne eng an die Konturen des Stumpfes halten. Anstelle einer hohen lokalen Belastung wird eine gleichmäßigere Druckverteilung angestrebt. Andere Forscher behaupten, daß das Volumen der wichtigste Aspekt bei der Schaftanpassung ist, da vertikal ausgerichtete Kräfte auf quasi-hydrostatische Weise übertragen werden können. Quasi-hydrostatisch bedeutet, daß der Stumpf sich mechanisch so verhält, als ob er ein fast nicht komprimierbares Volumen besitzt. Für beide Konzepte gibt es nur wenige experimentelle Anhaltspunkte.

Die Pilotstudie

Die hier beschriebene Pilotstudie sollte der Frage nachgehen: Reduziert eine hohe lokale Belastung den Druck am distalen Ende signifikant? Zur Beantwortung dieser Frage wurden vier Schäfte mit verschiedenen Modellertiefen konstruiert sowie zwei Schäfte, die gleich im Volumen aber verschieden in der Form waren.

Für die Schaftkonstruktion wurde das Strathclyde-CAD/CAM-System benutzt, das mehrere methodische Vorteile bietet. Der Hauptvorteil war, daß das Schaftvolumen während des Konstruktions- und

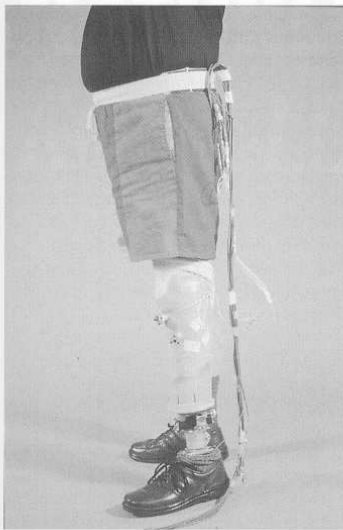


Abb. 1 Patient mit Meßprothese

Herstellungsprozesses kontrolliert werden konnte. Der zweite Vorteil bestand darin, daß der Schaftaufbau aufgrund der identischen Achse aller vom Computer bestimmten Schäfte leicht dupliziert werden konnte. Schließlich konnten die Applikationsorte der Drucksensoren an aufeinanderfolgenden Schäften mit Hilfe der computergesteuerten Fräsmaschine genau dupliziert werden.

Alle sechs Schäfte wurden für einen Patienten konstruiert. Der erste Schaft wurde nach der im National Centre üblichen Standardpraxis modifiziert. Insbesondere umfaßte die Modellierung Modifikationen an der Patellarsehne und am medialen und lateralen Auslauf der Tibia ein. Der Schaft wurde am Patienten probiert und solange modifiziert, bis die Paßform vollständig zufriedenstellend war. Diese Schaftkonstruktion diente als Referenz für die anderen fünf Schäfte.

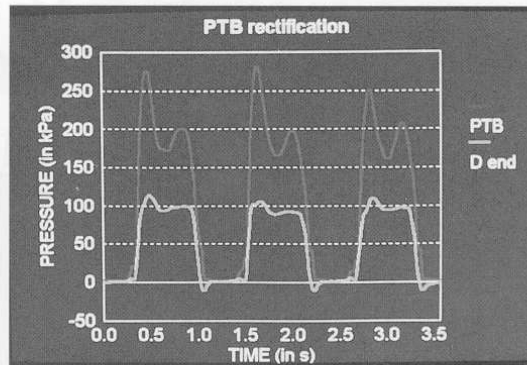


Abb. 2 Druckverläufe im Bereich der Patellarsehne und dem Stumpfe (PTB-Modellierung)

Drei Bereiche wurden gemeinsam hinsichtlich Tiefe und Volumen modifiziert:

- Patellarsehne
- medialer Auslauf der Tibia
- lateraler Auslauf der Tibia

Der Bezugsschaft wurde als in diesen Bereichen 100 Prozent modelliert definiert, die anderen Schäfte wurden zu Null Prozent, 50 Prozent und 150 Prozent modifiziert. Zusätzlich wurde ein Schaft mit Null Prozent Modellierung konstruiert, jedoch mit gleicher Volumenreduktion an der posterioren Seite des Stumpfes. Dies bedeutet, daß er das gleiche Volumen hatte wie der Standardschaft, jedoch keine der beim PTB-Schaft üblichen Modellierungen.

Vier Bereiche wurden mit Druckaufnehmern mit einem aktiven Bereich von 20 mm² ausgestattet:

- Patellarsehne
- medialer Auslauf der Tibia
- lateraler Auslauf der Tibia
- distales Ende des Stumpfes

Die Transducer waren am tiefsten Punkt der Modellierung angebracht. Auf

Grund der begrenzten Größe des Transducers war es möglich, ihn in die starre Schaftwand einzuarbeiten, fast ohne dabei die Schaftkonturen zu verändern. Der dafür benutzte Schaft war ein laminiertes Hartschalenschaft mit supracondylärer Aufhängung. Die Messungen erfolgten über zehn Sekunden mit einer Abtastrate von 250 Hz. Der Patient (Abb. 1)

konnte sieben Schritte mit der Prothese auf dem Laufsteg gehen, wovon Schritt drei, vier und fünf für die Analyse verwendet wurden. Schritt vier erfolgte auf einer Kraftmeßplatte.

Bei jedem Durchgang wurden zehn Schrittfolgen aufgezeichnet. Die Testbedingungen, wie Tageszeit, Anzahl der getragenen Schäfte, Gangmerkmale und Zeitplan des Tests, wurden alle kontrolliert, um die Reproduzierbarkeit der Messungen sicherzustellen.

Vorläufige Ergebnisse

Als Vergleichskriterium für die Schaftkonstruktionen wurden die Spitzen-Druckwerte gewählt, die während der Ganganalyse auftraten. Spitzen-Druckwerte sind in der Stumpf-Schaft-Interaktion klar identifizierbare, kritische Größen.

Alle Drucksignale außer dem der lateralen Tibia-Anstützung zeigten einen deutlichen Spitzenwert bei etwa 25 Prozent der Standphase, gleich nach dem Fersenauftritt, und einen anderen bei etwa 75 Prozent der Standphase, der Abstoßphase (Abb. 2 u. 3). Das Druckprofil an der lateralen Tibiaseite schien vom

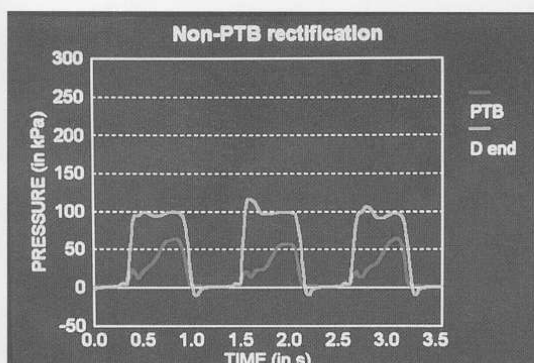


Abb. 3 Druckverläufe im Bereich der Patellarsehne und am Stumpfe.

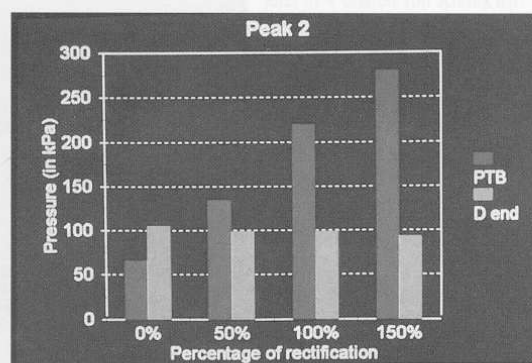


Abb. 4 Druck in Höhe der Patellarsehne bzw. am distalen Stumpfe in Bereich des 1. Spitzenwertes bei zunehmender Modellierung.

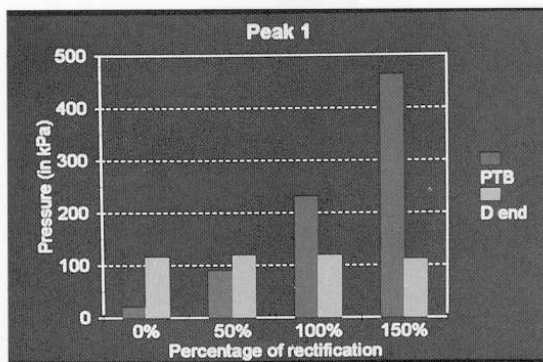


Abb. 5 Druck in Höhe der Patellarsehne bzw. am distalen Stumpfende im Bereich des 2. Spitzenwertes mit zunehmender Modellierung.

Vorhandensein der Modifikation an der Patellarsehne beeinflusst zu werden: Wenn beide Bereiche modelliert wurden, gab es keinen zweiten Spitzenwert, wenn nicht, gab es einen zweiten Spitzenwert.

Die signifikantesten Unterschiede bezüglich der Druckspitzen wurden in Höhe der Patellarsehne aufgezeichnet. Bei den beiden Schäften mit gleichem Volumen fiel der erste Spitzenwert in der frühen Standphase von etwa 260 kPa auf 20 kPa ab.

Der Druck am distalen Ende jedoch bleibt so gut wie unverändert auf einer Höhe von etwa 110 kPa. Der zweite Spitzenwert an der Patellarsehne fiel von etwa 200 kPa auf 60 kPa, während der Druck am distalen Ende stabil bei 100 kPa blieb.

Die Ergebnisse aus den vier Schäften zeigten ein ähnliches Muster. Der erste Spitzenwert auf Höhe der Patellarsehne stieg von durchschnittlich 20 kPa im nicht modellierten Schaft auf 460 kPa im modellierten Schaft (Abb. 4). Der Druck am distalen Ende blieb auf einer Höhe von 110 kPa.

Der zweite Spitzenwert zeigte einen weniger dramatischen Anstieg in Höhe der Patellarsehne von 60 kPa auf 260 kPa (Abb. 5). Der Druck am distalen Ende nahm leicht ab, von 105 kPa auf 95 kPa.

Dies war recht interessant zu beobachten, denn wenn das Konzept der Patellarsehne in der Praxis funktioniert, sollte dies während der zweiten Hälfte der Standphase der Fall sein. Der Grund hierfür ist, daß die Patellarsehne während der zweiten Hälfte der Standphase entspannt genug sein könnte, um tatsächlich den Schaftkonturen zu folgen.

Auch die räumliche Orientierung des Unterstützungsbereichs der Patellarsehne im Verhältnis zur Bodenreaktionskraft ist biomechanisch günstiger.

Die Druckhöhen für den gleichen Schaft variierten nicht signifikant innerhalb kurzer Zeitspannen (Tage), aber Messungen, die mit einem Abstand von mehreren Wochen oder Monaten durchgeführt wurden, zeigten gelegentlich Veränderungen von bis zu 30 Prozent. Um zu verhindern, daß langfristige Veränderungen, z. B. im Gewicht des Patienten, mit den Messungen in Konflikt geraten, mußten alle vergleichenden Versuche innerhalb einer begrenzten Zeitspanne (eine Woche) durchgeführt werden.

Resümee

Die Ergebnisse dieser Pilotstudie vermitteln den Eindruck, daß eine hohe lokale Belastung von Bereichen wie der Patellarsehne nicht notwendigerweise den Druck am distalen Ende des Stumpfes vermindert. Daraus ergibt sich, daß das Übertragen eines signifikanten Teils des Körpergewichts durch diese Bereiche in einem Vollkontaktschaft möglicherweise in Wirklichkeit nicht stattfindet.

Um festzustellen, ob dies für alle Unterschenkel-Amputierten gilt, wird eine

vereinfachte und verbesserte Version des Protokolls der Pilotstudie an acht Amputierten getestet. Für jeden Patienten werden zwei Schäfte konstruiert, einer mit einer Patellarsehnen-Modifikation und einer ohne diese, jedoch mit einer volumenäquivalenten Reduktion im posterioren Bereich des Stumpfes. Das Augenmerk richtet sich auf die Patellarsehnen-Modifikation wegen des Mangels an experimentellen Ergebnissen ihrer Effektivität bei der Gewichtsübertragung und der potentiellen Probleme, die mit ihrem Gebrauch verbunden sind:

- signifikanter Anstieg des Drucks im Popliteabereich, ein empfindlicher Bereich für die heutigen Gefäßamputierten
- Abnehmen des Stumpf-Schaft-Kontaktbereiches am distalen anterioren Ende der Tibia auf Grund posteriorer Lageveränderung der proximalen Stumpfsektion
- Abnehmen des Stumpf-Schaft-Kontaktbereiches mit anterior lokalisierten Stützflächen, wie etwa der laterale Auslauf der Tibia

Es ist wichtig, daß diese und andere Konzepte experimentell ausgewertet werden. Dieser Beitrag soll als Anregung dazu dienen, ähnliche oder verbesserte Versuche durchzuführen. Sowohl Patienten als auch Prothesentechniker werden von einem tieferen Verständnis der komplexen Interaktionen zwischen Stumpf und Schaft profitieren.

Anschrift des Verfassers:

R. Hulshof

c/o University of Strathclyde

NCTEPOrthotics

Curran Building

131 St James' Road,

GB - Glasgow G4 0LS

