

Zeitschrift: Physiotherapeut : Zeitschrift des Schweizerischen
Physiotherapeutenverbandes = Physiothérapeute : bulletin de la
Fédération Suisse des Physiothérapeutes = Fisioterapista : bollettino
della Federazione Svizzera dei Fisioterapisti

Herausgeber: Schweizerischer Physiotherapeuten-Verband

Band: - (1977)

Heft: 277

Artikel: Der Aufbau der Oberschenkel-Prothese : Statische und dynamische
Probleme

Autor: Bähler, André

DOI: <https://doi.org/10.5169/seals-930491>

Nutzungsbedingungen

Die ETH-Bibliothek ist die Anbieterin der digitalisierten Zeitschriften auf E-Periodica. Sie besitzt keine Urheberrechte an den Zeitschriften und ist nicht verantwortlich für deren Inhalte. Die Rechte liegen in der Regel bei den Herausgebern beziehungsweise den externen Rechteinhabern. Das Veröffentlichen von Bildern in Print- und Online-Publikationen sowie auf Social Media-Kanälen oder Webseiten ist nur mit vorheriger Genehmigung der Rechteinhaber erlaubt. [Mehr erfahren](#)

Conditions d'utilisation

L'ETH Library est le fournisseur des revues numérisées. Elle ne détient aucun droit d'auteur sur les revues et n'est pas responsable de leur contenu. En règle générale, les droits sont détenus par les éditeurs ou les détenteurs de droits externes. La reproduction d'images dans des publications imprimées ou en ligne ainsi que sur des canaux de médias sociaux ou des sites web n'est autorisée qu'avec l'accord préalable des détenteurs des droits. [En savoir plus](#)

Terms of use

The ETH Library is the provider of the digitised journals. It does not own any copyrights to the journals and is not responsible for their content. The rights usually lie with the publishers or the external rights holders. Publishing images in print and online publications, as well as on social media channels or websites, is only permitted with the prior consent of the rights holders. [Find out more](#)

Download PDF: 30.06.2025

ETH-Bibliothek Zürich, E-Periodica, <https://www.e-periodica.ch>

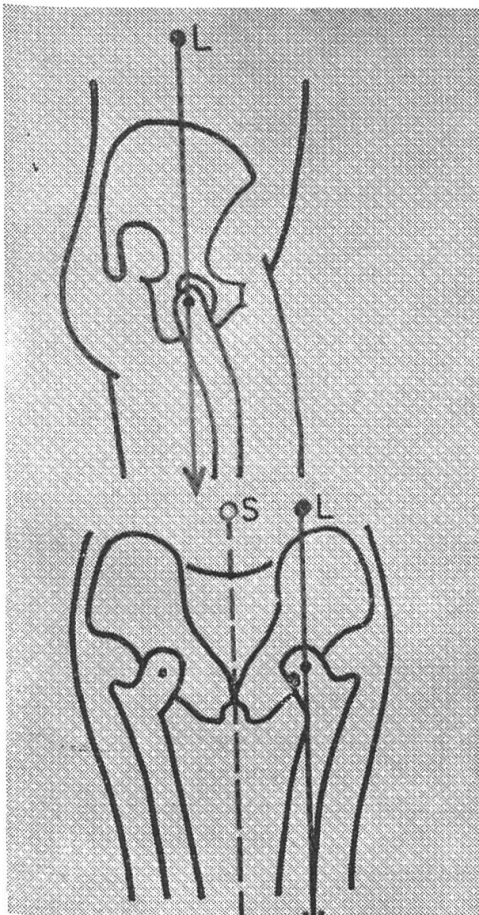
Der Aufbau der Oberschenkel- Prothese

Statische und dynamische Probleme

ANDRÉ BÄHLER, Orthopädist
Zürich

*Vortrag, gehalten an dem Kurs:
«Pour le traitement des amputés»,
Lausanne*

Abb. 1
Die vom Hüftkopf ausgehende
Belastungslinie
von vorn und seitlich



Das Oberschenkel-Kunstbein ist ein mechanischer Glieder-
satz, der sowohl dem Stand wie auch der Fortbewegung
dient. Wie bei jedem Apparat sind auch bei ihm seine
Funktionen den Gesetzen der Mechanik unterworfen.

Der Bau von Prothesen unterliegt noch weiteren Faktoren,
von denen die persönlichen physischen und psychischen Ge-
gebenheiten des Patienten die wichtigsten sind.

Für den Arzt, Physiotherapeuten und Orthopädisten jedoch
unumgänglich sind eingehende Kenntnisse der Wechsel-
wirkungen zwischen Stumpfteinbettung und Stellung der
einzelnen Gliedabschnitte zueinander, die wir als „Aufbau-
gesetze des Kunstbeins“ bezeichnen möchten.

Nach ihnen sollte sich in erster Linie jeder Aufbau eines
modernen Kunstbeins richten.

Es ist daher keineswegs überflüssig, wenn wir uns diese
Aufbaugesetze einmal eingehend betrachten, und so die
Frage nach den einfachsten Grundlagen des Kunstbeinauf-
baues stellen.

Im freien Stand wird der Rumpf durch die Beine so unter-
stützt, daß der Schwerpunkt des Körpers im stabilen Gleich-
gewicht ist. Dabei müssen die Gelenke abgesichert sein.
Dies geschieht beim gesunden Bein sowohl aktiv wie passiv.
Die aktive Sicherung geschieht durch die Muskulatur. Je
nach Muskeltonus kann ein Gelenk in den verschiedensten
Stellungen fixiert werden, was eine große Variationsmög-
lichkeit der Haltung innerhalb des festen Standes ermög-
licht. Doch ist diese Fixierung sehr energieverzehrend.

(Für die Beratung im physikalischen Teil des Vortrages danke ich
Herrn Willi Horber, cand. Anthropologie, bestens).

Die passive Sicherung geschieht durch die Bänder, die das Einknicken des Gelenkes nach einer bestimmten Richtung verhindern. Diese Fixierung läßt allerdings nur eine Möglichkeit der Haltung innerhalb des festen Standes zu, ist aber dafür sehr energieschonend.

Von allen eigentlichen Säugern erfreut sich der Mensch als einziger dieser Sicherung, weshalb er auch als einziger sehr lange aufrecht stehen kann.

Bei der Prothese kann wegen des Wegfalls der Muskulatur nur die passive Sicherung in Anwendung gelangen. Unsere Aufgabe ist nun, die physikalischen Gegebenheiten der passiven Sicherung beim gesunden Bein und am Modell zu untersuchen und auf das Kunstbein zu übertragen.

Wir teilen die Körperlast zweckmäßigerweise in zwei Teil-schwerpunkte, die wir in die Femurköpfe verlagern, wo das gesunde Bein die Last des Körpers übernimmt. Abb. 1.

Belastungsfläche ist die Kugel des Hüftkopfes. Als Belastungspunkt kann die Mitte des Hüftkopfes angesehen werden.

Die Belastungslinie im Stand ist die vom Hüftkopf ausgehende Lotlinie, die von dort senkrecht auf den Boden fällt.

Beim normalen, geraden Stehen fallen die anatomischen Achsen des Beines mit der Lotlinie zusammen, die somit die Auftrittsfläche des Fußes trifft.

Bei der Prothese kommt es aber wegen des Tuberaufsatzes und der Stumpfschaftpseudarthrose zu einer Fehleinwirkung auf diesem Achsenverhältnis.

Trotz dieser Beeinträchtigung in der Deckungsgleichheit zwischen Unterstützungslinie beim Prothesenträger und beim gesunden Bein, sind wir bei dieser Linie als Bezugslinie für den Kunstbeinaufbau geblieben.

Sie verkörpert immerhin als einzige Linie eine weitgehende Übereinstimmung zwischen biologischen und mechanischen Faktoren und ist von außen am Körper durch Körpermerkmale eingrenzbar.

Für den Kunstbeinaufbau interessieren uns also besonders zwei Punkte am Körper, die diese Bezugslinie in sagittaler wie in frontaler Ebene einengen.

In der sagittalen Ebene ist dieser Punkt relativ leicht zu finden und anzuzeichnen, liegt er doch ungefähr an der Spitze des Trochanter Major, wobei diese Genauigkeit für unsere Betrachtungen genügt.

Im Zweifelsfall ist dieser eher leicht nach vorn zu setzen. Das Lot zur Bodenunterstützungsfläche ergibt im Winkel von 90° eine Bezugslinie für die Rück- oder Vorverlagerung des Kniegelenkes sowie für den Abstand der Ballenabrollachse.

In der frontalen Sicht bestimmen wir die Hüftkopfmittle in der Leistenbeuge durch Lagefeststellung der kleinen Austrittsstelle der Arterie Femoralis, die vor dem Hüftgelenk liegt.

Ungefähr 10 mm lateral von dieser Austrittsstelle finden wir den Punkt, der unsere Unterstützungslinie frontal bestimmt.

Ein Lot zur Bodenunterstützungsfläche ergibt ebenfalls eine Bezugslinie für Fußlage und Fußstellung sowie für die horizontale Einordnung der Knieachse.

Diese nun gefundene Linie gibt uns nun Gelegenheit, die einzelnen Prothesenteile im Räume festzulegen.

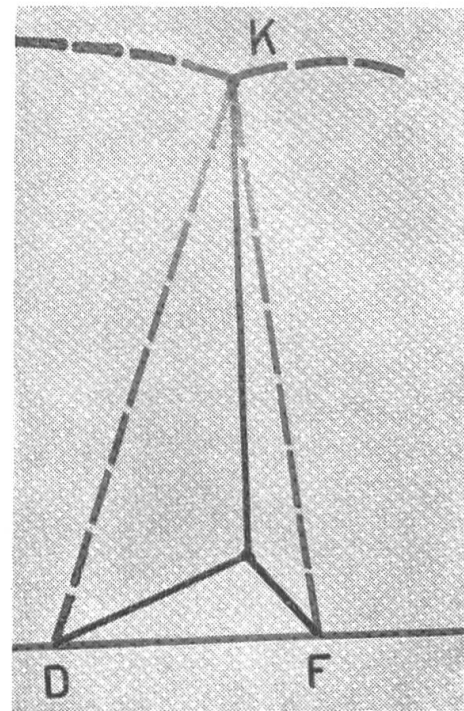
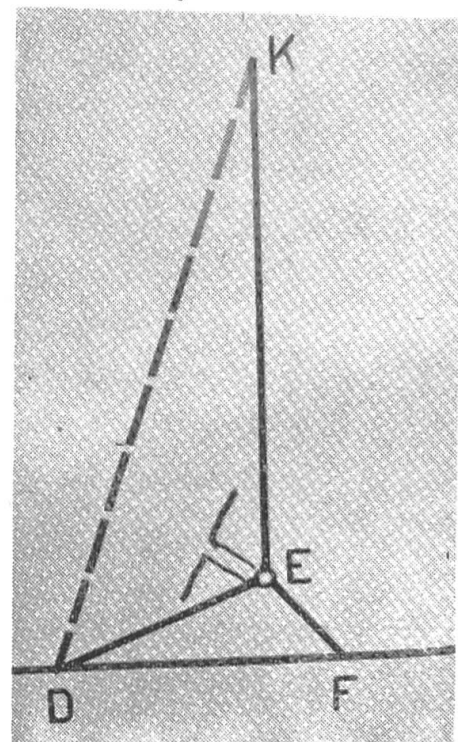


Abb. 2
Bei jeder Lageänderung muss der Winkelhebel (Fuss) über D und F gekippt werden.

Abb. 3
Wird ein Gelenk gesperrt, so kann man sich die beiden angrenzenden Glieder zu einem Ganzen vereinigt denken.



Statik des Standes

Definition: Ein Körper ist im Gleichgewicht, wenn die Lotlinie aus dem Schwerpunkt durch die Unterstützungsfläche läuft. Das Gleichgewicht ist stabil, wenn der Schwerpunkt bei Lageänderung des Körpers gehoben wird; labil, wenn er fällt; und indifferent, wenn er in Ruhe bleibt.

Stellen wir einen Stab auf seine Stirnseite, so ist er im labilen Gleichgewicht, er bleibt es auch, wenn wir ihn belasten.

Das gesamte Gewicht wirkt als Kraft auf den Stab in dessen Achsrichtung. Damit dieser nicht in den Boden sinkt, muß der Boden eine genau gleich große, entgegengerichtete Kraft ausüben, den Bodendruck.

(Abb. 2) Fügen wir dem Stab einen Winkelhebel in Form eines Fußes bei, so ist ein stabiles Gleichgewicht erreicht. Bei jeder Lageänderung muß nun der Stab über D oder F gekippt werden.

Der Schwerpunkt des Körpers wird bei der Lageveränderung gehoben.

Physikalisch gesehen, haben wir jetzt nicht einen doppelt-abgewinkelten Stab vor uns, sondern zwei gerade Stäbe = mechan. Achsen, die von K nach D resp. von K nach F laufen.

(Abb. 3) Wird aber in E ein Scharniergelenk dazwischen geschaltet, so haben wir wieder einen einfachen Stab K—E vor uns, der im labilen Gleichgewicht ist.

Bringen wir nun am Gelenk E eine Sperre in der einen Drehrichtung an, so haben wir wieder zwei physikalische Stäbe vor uns: für die gesperrte Richtung einen Stab K—D; für die ungesperrte einen Stab K—E.

Daraus folgt:

1. Wird ein Gelenk gesperrt, so kann man sich die beiden angrenzenden Glieder zu einem Ganzen vereinigt denken. Sie bilden dann einen starren Winkelhebel, dessen mechanische Bedeutung ausgedrückt wird durch die Verbindungslinie seiner zwei freien Enden.

Diese Linie entspricht der gemeinsamen, mechanischen Längsachse der beiden Glieder, die also einen ganz anderen Verlauf hat wie ihre einzelnen anatomischen Längsachsen. 2. Für alle statischen und dynamischen Betrachtungen sind nur die mechanischen Achsen ausschlaggebend (Abb. 4).

Stellen wir nun den Stab schräg! Die Belastung K und die Schwerkraft S, die im Schwerpunkt des Stabes angreift, wirken nun parallel nebeneinander und im Winkel zur Stabachse.

Da das Eigengewicht S des Stabes, gemessen an der Belastung K, bei der Prothese ohnehin gering ist, liefert S in diesem Falle keinen wesentlichen Beitrag und kann vernachlässigt werden.

Wir zerlegen nun die Kraft vektoriell in zwei Teilkräfte und zwar so, daß die eine Teilkraft parallel zur Stabachse, die andere senkrecht dazu wirkt.

Die senkrechte Kraft S₂ bewirkt eine Drehung des Stabes um einen Drehpunkt D. Dieser fällt wegen der Reibungskraft und dem Bodendruck mit dem Ende des Stabes zusammen.

Dieser Bodendruck ist etwas kleiner als bei 1 und setzt sich wiederum aus zwei Teilkräften zusammen, die senkrecht resp. horizontal wirken.

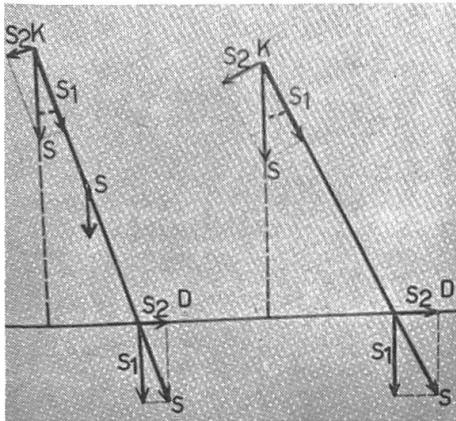
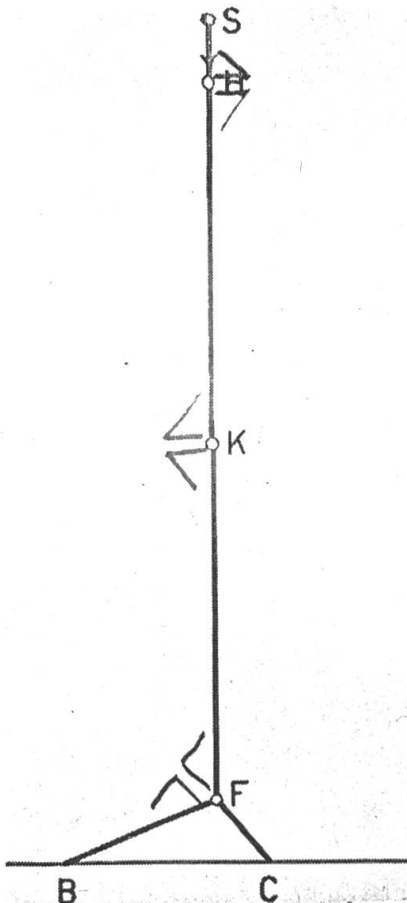


Abb. 4
Darstellung der Kräfte
bei einem schräg stehenden Stab

Abb. 5
Wirkung der Belastung auf ein
zweigliedriges System



Die lotrechte Komponente (S 1) ist der Bodendruck, der das Einsinken verhindert, die waagerechte Komponente ist die Bodenreibung und verhindert das Wegrutschen. Diese letztere Komponente ist wichtig für die Bewegungsanalyse des Gehens.

Wirkung der Belastung auf ein zweigliedriges System

Komplizierter werden nun die Verhältnisse, wenn wir zwei miteinander gelenkig verbundene Glieder haben (Abb. 5).

Doch gehen wir wiederum von der Stelze aus.

Die Verhältnisse sind hier genau die gleichen, wie wir sie beim Unterschenkel kennengelernt haben. Sie müssen sich nur den Stab, wie Sie ihn auf den Bildern 2 und 3 gesehen haben, länger vorstellen.

Unterbricht man die Stelze durch ein Knie- und Knöchelgelenk, welches in beiden Richtungen frei beweglich ist, so bleibt ein solches Kunstbein nur dann aufrecht, wenn alle Gelenke und der Körperschwerpunkt genau übereinander stehen.

Bei der geringsten Wanderung des Schwerpunktes bricht die Gliederkette zusammen.

Daraus erkennen wir, daß das Gleichgewicht um so labiler wird, je mehrgliedriger ein Stab ist.

Wird nun das Zusammenbrechen durch den Einbau eines sperrenden Anschlages in einer Richtung verhindert, wie es der Natur entspricht, dann knickt der Stab nach der anderen Seite nur ein, wenn der Schwerpunkt hinter das gesperrte Gelenk tritt.

Wir können also bereits hier die große Wichtigkeit des Einflusses der Sperrungen auf die Statik des Kunstbeines konstatieren.

Versuchen wir nun die Bänder und die Schwerkraft zur Sicherung der Gelenke auszunützen.

Dabei nehmen wir die Lage des Schwerpunktes als festgegeben an, und zwar so, daß die Lotlinie die Fußfläche in der Mitte zwischen Knöchel und Zehengelenk schneidet, wie es der normalen Haltung entspricht (Abb. 6).

Die einzelnen Glieder bilden im gestreckten, gesperrten Zustand keine Gerade zueinander, wie im vorhergehenden Fall, sondern sind zueinander leicht gewinkelt.

Die Lotlinie läuft hinter dem Hüftgelenk und vor dem Knie- und Knöchelgelenk. Da die Gelenke ja in einer Richtung gesperrt sind, wird durch die Belastung keine Bewegung ausgelöst. Das System ist stabil.

Das Hüftgelenk steht unter der aktiven Kontrolle der verbliebenen Muskulatur und kann in unserer Betrachtung vernachlässigt werden.

Würden wir jedoch die statischen Probleme des Kan. Ex Beines betrachten, wäre dieses Gelenk selbstverständlich von Wichtigkeit.

Am einfachen Beispiel haben wir gelernt, daß bei gesperrten Gelenken nicht die *anatomischen*, sondern die *mechanischen* Achsen maßgebend sind. Wenden wir nun diese Erkenntnis aus unserem Beispiel an:

- 1) anatomische Achsen:
- H—K
 - K—F
 - F—B
 - F—C

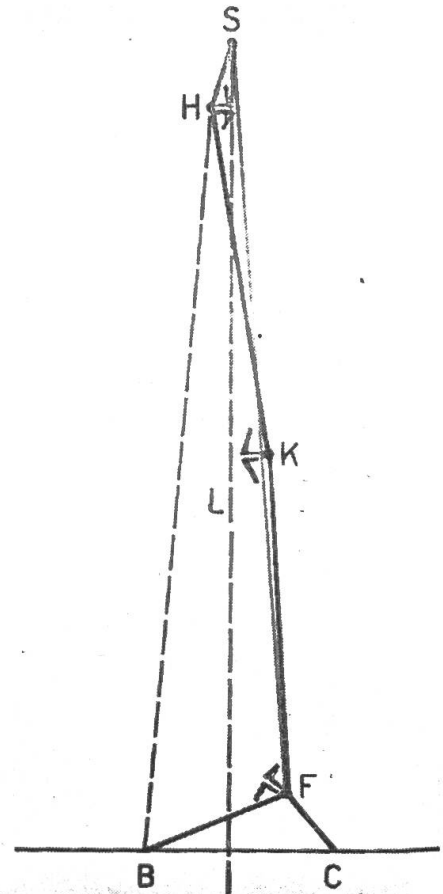
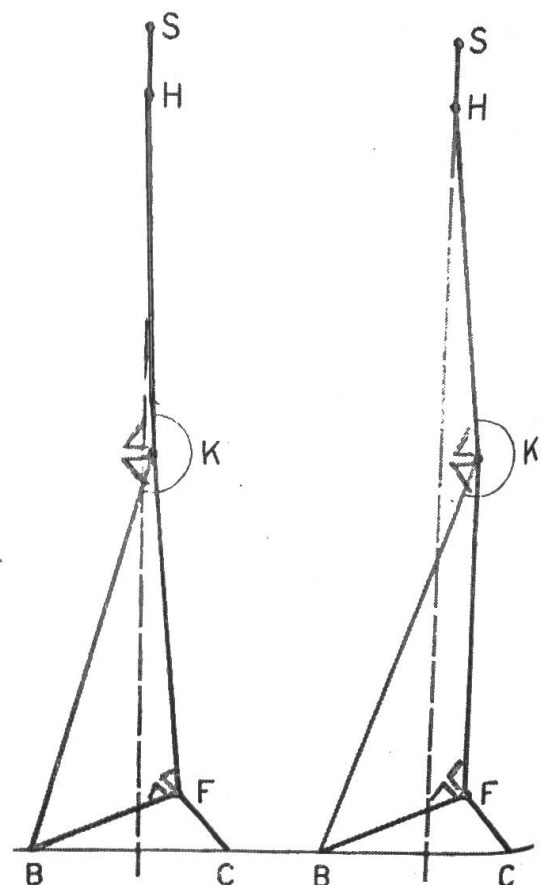


Abb. 6
Ausnutzung der Schwerkraft zur Sicherung der Gelenke (Sperrungen)

Abb. 7
Anatomisch — leicht gebeugt;
mechanisch — überstreckt



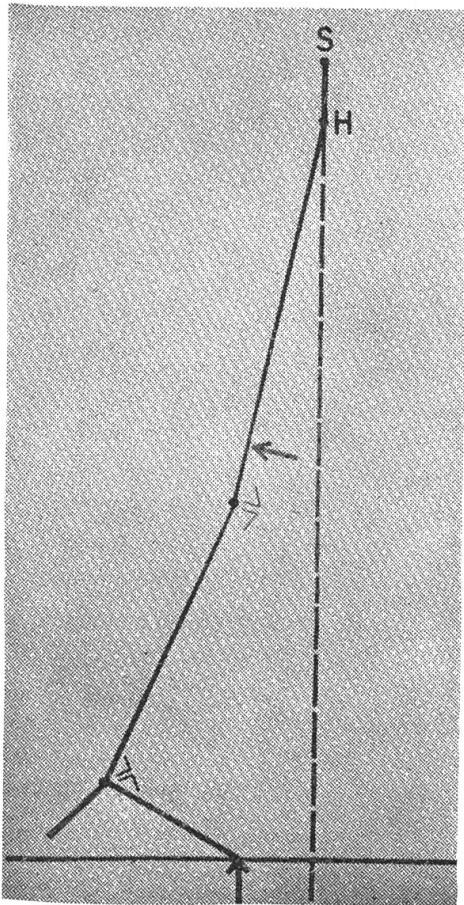
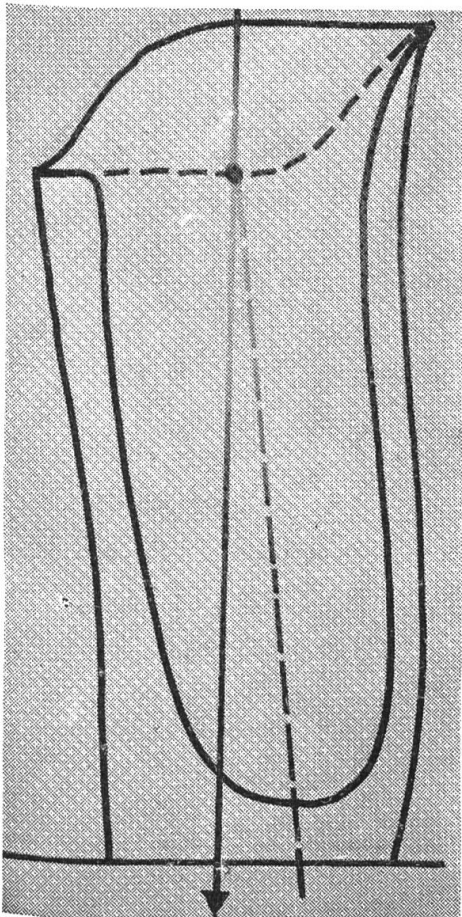


Abb. 8
Belastung des Beines
beim Abstoßen vom Boden

Abb. 9
Aufbau in Streckstellung.
Einpassung des Stumpfes
in leichter Beugstellung



2) Mechanische Achsen: nach vorn

H—B

nach hinten

H—K

K—F

F—C

Da uns besonders das Überstrecken (Zurückverlagern) des Kniegelenkes und seine statischen Folgen interessieren, betrachten wir nun den anatomischen wie mechanischen Knie-Winkel:

anatomisch = leicht gebeugt

mechanisch = überstreckt (Diskrepanz)

An diesem Beispiel sehen wir, das stabile Gleichgewicht ist um so größer:

1. je größer die mechanische Überstreckung oder Zurückverlagerung des Kniegelenkes ist (d. h. je mehr es vom Lot weg nach hinten versetzt wird),
2. je weiter der Fuß nach vorn gebaut wird,
3. je zentraler sich der Belastungspunkt H über der Unterstützungsfläche befindet.

Statische Sicherheit bringt eine Reihe von Nachteilen mit sich:

1. Je weiter die mechanische Überstreckung des Knie nach hinten ist, um so schwieriger ist es, den Unterschenkel in der Schwungphase nach vorn zu bringen.

Um den zurückverlagerten Punkt K in die Belastungslinie zu führen, muß erhebliche Bewegungsarbeit geleistet werden. Diese Bewegungsarbeit, die in die Anfangsphase des Schrittes fällt, also ohne Schwung ausgeführt wird, verzehrt bei vielen 1000 Schritten am Tag sehr viel Kraft. Resultat: Ein Schleuderbein und hoher Energieverlust.

2. Je weiter das Kniegelenk anatomisch und mechanisch überstreckt wird, um so schwieriger wird die Aufrichtung des Körpers.

Resultat: Lordose!

3. Je weiter der Fuß nach vorn gebaut wird, um so schwieriger ist die Abrollung. Der Amputierte hat das Gefühl, gegen einen Berg zu gehen.

Fassen wir nun diese Überlegungen zusammen:

Das Drehbestreben des Kniegelenkes richtet sich ausschließlich nach dem mech. Kniegelenkwinkel.

Ist der mech. Winkel größer als 180° , so wird das Knie unter der Belastung gestreckt und ist stabil.

Ist er weniger als 180° , so bekommt Punkt K ein Drehmoment nach vorn, und es erfolgt die Kniebeugung.

Der Gang

Wenn wir nun das Gehen auf einem Kunstbein mit dem normalen Gehen vergleichen wollen, so werden wir uns, um die Materie nicht zu kompliziert werden zu lassen, auf zwei Stellungen beschränken:

1. die des Abstoßens vom Boden und
2. die des Auftritts.

Wäre das Fußgelenk frei beweglich, so käme eine Abwicklung nicht zustande. Der Drehpunkt des Beines bliebe an der gleichen Stelle wie bei einer Stelze. Die Vorwärtsbewegung wäre verlangsamt.

Die Hemmung der Dorsalflexion vermag die natürliche

Abwicklung bis zu einem gewissen Grad nachzuahmen. Doch findet beim Normalen nicht eine Hemmung der Dorsalflexion statt, sondern *eine aktiv kontrollierte Plantarflexion*, indem der Fuß nach unten gedrückt wird.

Bei der Ablösung der Ferse vom Boden tritt beim normalen Bein eine Kniebeugung ein.

Ein zu frühes Eintreten dieser Kniebeugung würde den Kunstbeinträger zu Fall bringen.

Ein kniebeugendes Moment liegt in der Begrenzung der Streckmöglichkeit im Hüftgelenk, ein weiteres in der passiven Sicherung der Gelenke (Abb. 8), die für den Gang von großer Bedeutung ist.

Wir müssen also bestrebt sein, den Moment der Kniebeugung in der Schrittphase hinauszuzögern.

Wie kann dies geschehen?

1. durch *Verminderung der Schrittlänge des gesunden Beines* (eine oft beobachtete Tatsache).

2. *Frühzeitige Hemmung der Dorsalflexion des Fußes* (Spitzfußstellung des Fußes — Druck auf das Knie nach hinten).

3. Das beste Mittel, das die normale Schrittlänge sowie die Kniesicherheit verbürgen, ist die *Vergrößerung der Streckmöglichkeiten der Prothese im Hüftgelenk* (Abb. 9).

Dies wird erreicht, indem das Kunstbein in Streckstellung aufgebaut wird, der Stumpf jedoch in leichter Flexionsstellung eingepaßt wird. In diesem Sinn wirkt auch die sogenannte Bereitschaftsstellung, die die anatomischen Achsen des Kniegelenks leicht in Beugestellung aufbaut.

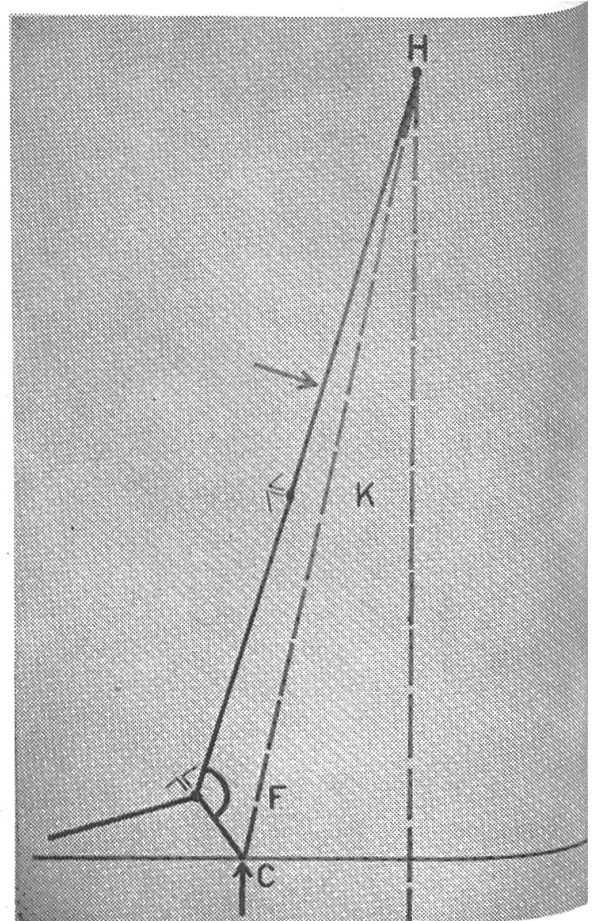


Abb. 10
Belastung des vorgesetzten Kunstbeines

Belastung des vorgesetzten Kunstbeines

Der Moment der Belastung des vorgesetzten Beines ist der heikelste Augenblick (Abb. 10).

Grund: Die Belastung des aufgesetzten Beines erfordert vor allem volle Kniesicherheit.

Von großer Wichtigkeit ist die Plantarflexion des Fußes, die bis zu einem gewissen Grad der Belastung nachgeben muß. Wird die Plantarflexion des Prothesenfußes zu stark eingeschränkt, so wird beim Fersenauftritt das Kniegelenk stark in Flexion gedrückt, es wird unstabil, es knickt ein. Will der Amputierte diesem Einknicken entgegenwirken, so kann er dies nur durch eine aktive Stumpfextension tun, indem er also den Stumpf kräftig nach rückwärts drückt.

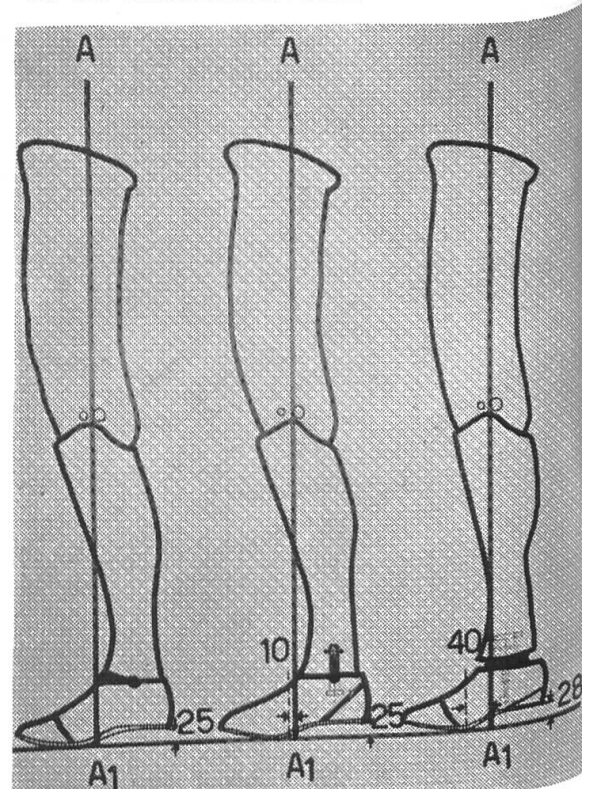
Anwendung in der Praxis

Aus der Praxis möchte ich Ihnen als Zusammenfassung der theoretischen Überlegungen den Aufbau eines Oberschenkel-Kunstbeines in der seitlichen Sicht vorstellen.

In unserem Beispiel benützen wir ein einachsiges Kniegelenk mit Bremswirkung in der Belastung. Die Achse des Gelenks kann, bedingt durch die erhöhte Kniegelenkssicherheit bei der Belastung (Bremswirkung), sehr nahe an die Lotlinie herangeführt werden (Abb. 11).

Darunter bauen wir drei verschiedene Füße ein, die sich in ihrer Konstruktion wesentlich voneinander unterscheiden. Im Beispiel A I benützen wir einen normalen Fuß mit Knöchelgelenk, hartem Dorsalanschlag und Fersenpuffer. Das Lot fällt zirka in der Mitte zwischen Knöchelgelenk und Ballenabrollachse. Der harte Anschlag gibt dem Patienten ein Gefühl der Sicherheit.

Abb. 11
Beispiel des seitlichen Aufbaues mit drei verschiedenen Füßen



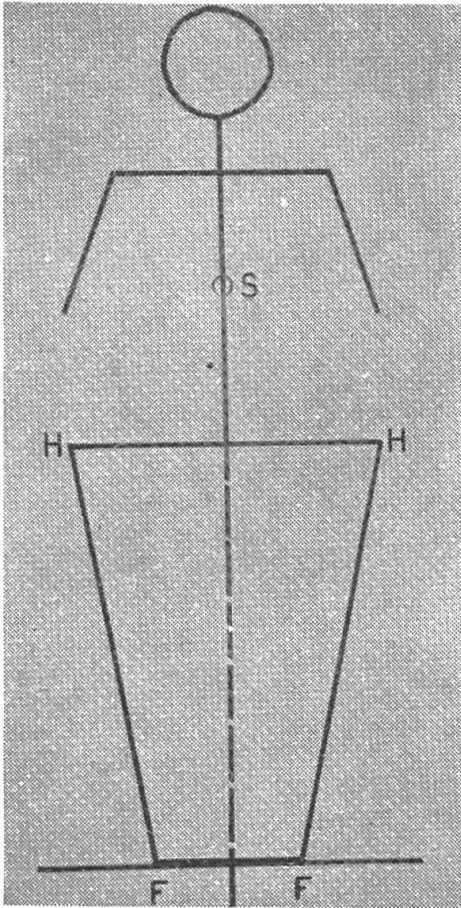
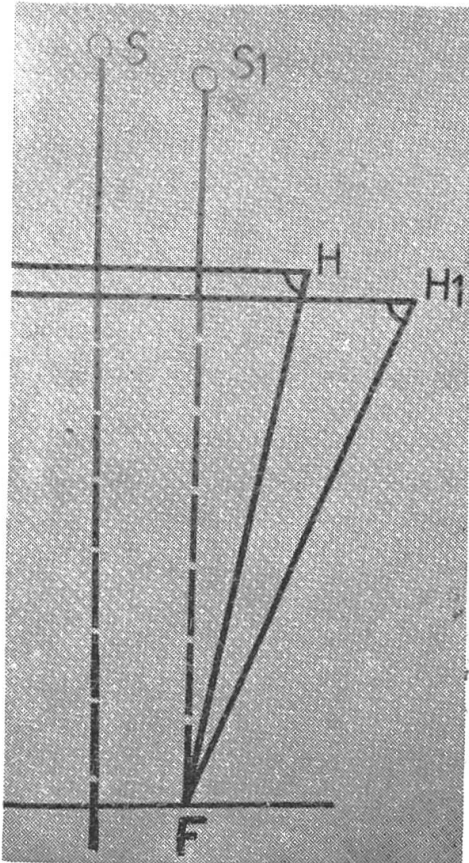


Abb. 12
Schwerpunkt S über der Mitte
beider Füße

Abb. 13
Die Verschiebung des Schwerpunktes
beim Stand auf einem Bein



Der Nachteil dieser Fußkonstruktion liegt in der Beschränktheit, das Gangbild über ein gewisses Mittelmaß hinaus zu verbessern.

Im zweiten Beispiel A 2 haben wir den Sach-Fuß verwendet. Der Dorsalanschlag wirkt nicht mehr linienförmig, sondern progressiv. Die Abrollung ist dadurch flüssiger und schöner. Die Standsicherheit jedoch ist nicht mehr ganz so ausgeprägt wie beim ersten Beispiel. Um dies auszugleichen, muß der Fuß ca. 1 cm *weiter nach vorn* gebaut werden.

Schauen wir uns nun das dritte Beispiel an, bei welchem wir einen allseitig beweglichen Fuß eingebaut haben. Dieser bietet uns einen eleganten Bewegungsablauf. Die gute Anpassungsfähigkeit am Boden lieben besonders sportliche Patienten. Bedingt durch die größere Beweglichkeit, muß eine Verminderung der Standsicherheit in Kauf genommen werden. Um diesen Verlust nach Möglichkeit auszugleichen, wird der Fuß ca. 4 cm nach vorn geschoben.

Wir lernen daraus, daß die Art der Konstruktion der einzelnen verwendeten Bauteile, einen direkten Einfluß auf den Aufbau ausüben.

Orientierung des Kunstbeines in der frontalen Ebene

Beim Stand auf beiden Beinen befindet sich der Schwerpunkt S senkrecht über der Unterstützungsfläche F, also über der Mitte beider Füße. Das System ist stabil (Abb. 12). Wie beim Normalen, so ist auch beim Kunstbeinträger der Stand auf einem Bein nur möglich, wenn der Schwerpunkt über die Fußfläche des Standbeines gebracht wird.

Es verlangt also eine Parallelverschiebung des Beckens nach der Standbeinseite hin, d. h. Verkleinerung des Beinbeckenwinkels tritt ein (Abb. 13).

Beim Ersatz des amputierten Beines durch ein Kunstbein entsteht zwischen Stumpf und Schaft eine falsche, ungewollte, zusätzliche Beweglichkeit: Die sogenannte *Stumpfpseudarthrose*.

Drehpunkt des Stumpfes und Abstützpunkt des Kunstbeines fallen nicht mehr zusammen.

Während beim Gesunden das Bein durch das Hüftgelenk in jeder Winkelstellung fixiert werden kann, ist es bei der *Kunstbein-Stumpf-Pseudarthrose* nicht mehr möglich. Der Stumpf spreizt sich ab, bis die Stumpfspitze an der äußeren Schaftwand die Stumpfwurzel an der Innenseite anstößt (Abb. 14).

Durch diese Ausführung wird sicher jedermann die große Bedeutung der Stumpfteinbettung klar.

Diese Einbettung ist für unseren Aufbau von ausschlaggebender Bedeutung. Gelingt es uns nicht, die Stumpfpseudarthrose unter Kontrolle zu halten, d. h. möglichst klein zu halten, so wird es uns auch nicht gelingen, einen Aufbau zu finden, der den Träger befriedigt.

Resultat: Der Patient greift zum Stock.

Die Nichtbeherrschung der Pseudarthrose zwischen Stumpf und Köcher ist ein *grundsätzlicher Fehler*.

Wie muß das Kunstbein orientiert werden?

Nach den Überlegungen, die wir angestellt haben, ist es eigentlich klar, daß die Mitte der Fußachse und des Kniegelenkes, von vorn gesehen, senkrecht unter dem Mittelpunkt des Hüftgelenkes stehen muß, und zwar ohne Rücksicht auf etwaige Kontrakturstellungen des Stumpfes (Abb. 15).

Die Hebelkräfte am Stumpf werden um so geringer, je mehr das Bein schon durch den Aufbau unter dem Körperschwerpunkt steht (abhängig von X- oder O-Beinen des noch vorhandenen Beines).

Die X-Beinstellung betrifft lediglich den Winkel, welchen die Verbindungslinie Trochanterspitze—Mitte des Kniegelenkes mit der mechanischen Längsachse des Unterschenkels bildet. Die Linie H. K. F. soll möglichst keinen Winkel im X-Bein-Sinn bilden (aus statischen Gründen).

Aus diesem Grund sollte der Tuberaufsicht möglichst lateral gehalten werden (Habermann).

Selbstverständlich genügt es nicht, den Schwerpunkt S über den Bodenpunkt F zu führen, um das Gleichgewicht ohne Seitenschwankungen des Körpers herzustellen. Die Schaftstellung muß den jeweiligen Gegebenheiten entsprechend angepaßt werden. Eine leichte X-Beinstellung bildet nur der äußere Schafttrand. Ist der Stumpf ohne Zwangshaltung in leichter Adduktion eingebettet, kommt die Muskelgruppe der Adduktoren besser zur Arbeit, die dem Patienten das Gefühl der Sicherheit gibt. Um mehr Sicherheit zu geben, wird das Kunstbein ein wenig nach außen geschoben.

Anwendung in der Praxis

Um Ihnen einen Anhaltspunkt zu geben, wie die Prothese in der Praxis in der Frontal-Ebene aufgebaut wird, zeige ich Ihnen aus dem „Atlas d'Appareillage Prothétique et Orthopédique“ von Pierquin, Paquin, Fajal, zwei Beispiele (Abb. 16).

Beim Patienten mit Mittel- oder langem Stumpf fällt die Lotlinie ca. 3 cm vom Innenrand weg durch Mitte Knie- und Knöchelgelenk.

Um dem Patienten mit kurzem Stumpf mehr Sicherheit zu geben, wird das Knie- und Knöchelgelenk ca. 2 bis 3 cm weiter nach außen aufgebaut.

Achsenstellung Fuß und Knie

Die genaue Ausrichtung der Gelenkachse ist sehr wichtig für den Gang. Eindeutig und sicher ist, daß Fuß- und Kniegelenk genau waagrecht liegen müssen.

Nach Dr. Kuhn und Dir. Uhlig müssen Knie- und Fußachsen in der Frontalebene genau ausgerichtet werden. D. h. die Auswärtsstellung des Fußes darf nicht durch eine Auswärtsdrehung der Fußachse zustande kommen (moderne Auffassung) (Abb. 17).

Es zeigt sich leider, daß diese Frage noch nicht endgültig ist. Langhagel, Schede u. a. stellen beide Achsen leicht nach *auswärts*. Ein abschließendes Urteil wird sicher späteren Forschungen vorbehalten sein. In diesem Zusammenhang muß die Bedeutung der Abrollachse des Ballens betont werden. Diese sollte immer in 90° zur Medianebene stehen, unabhängig von der Außendrehung des Fußes.

Fassen wir die Überlegungen nochmals zusammen:

Große Belastungs-Sicherheit ist Feind der Bewegung,
große Belastungs-Sicherheit bedeutet großen Kraftaufwand in der Bewegung.

Mit den heutigen Erkenntnissen werden beide Ziele (guter Stand — guter Gang) nie gleichwertig zu erreichen sein. *Sagittal*: Je weiter die Knieachse hinter der Belastungslinie liegt, um so schwieriger ist es, den Unterschenkel in der Schwungphase nach vorn zu bringen.

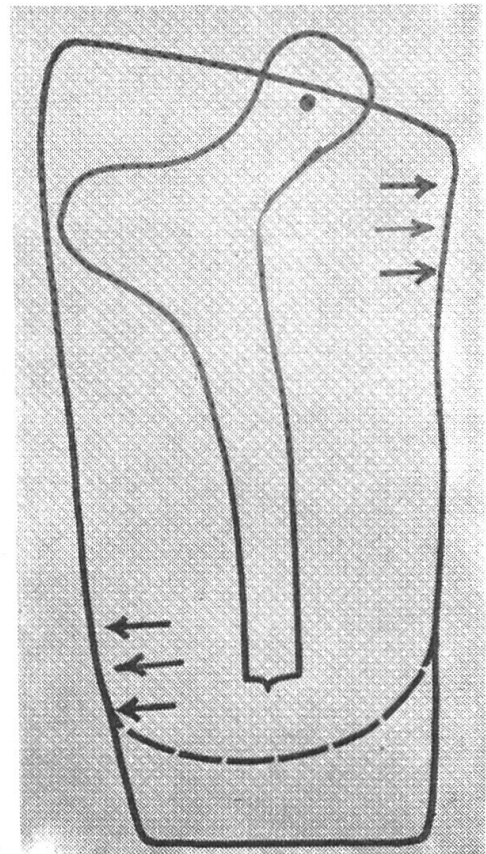
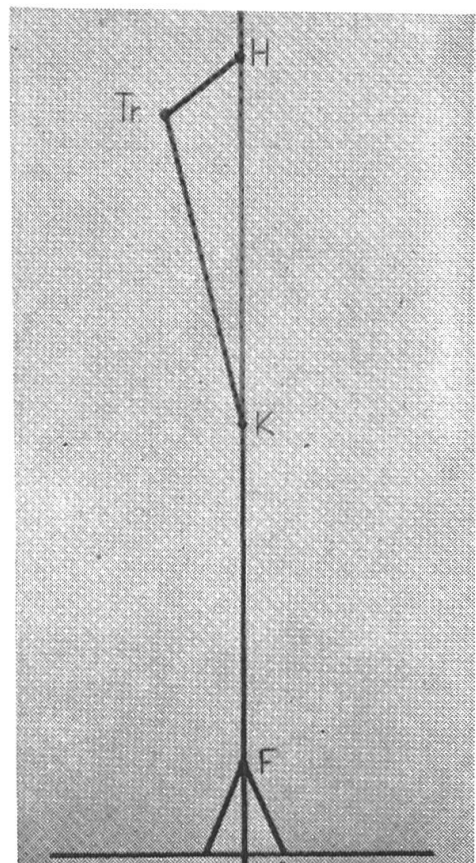


Abb. 14
Kunstbein-Stumpf-Pseudarthrose

Abb. 15
Schematische Orientierung
des Kunstbeines von vorn



Oder — je weiter der Ballen des Fußes nach vorn gezogen wird, um so schwieriger ist die Abrollung.

Frontal: Heranführung des Fußes an die Medianlinie — leichter Gang, aber seitliche Unsicherheit im Stehen.

Breitspuriger Gang: Sicherheit im Stehen, aber großer Energieverschleiß im Gehen.

Eines muß auf Kosten des anderen vernachlässigt werden. Es gibt keine exakte Formel, sondern nur gute Kompromißlösungen, welche für jeden Amputierten individuell gefunden werden müssen.

In der Praxis resultiert daraus:

Bei kurzen Stümpfen, älteren Leuten, wird die Prothese mehr auf Sicherheit gebaut wie bei langen Stümpfen, Patienten mit viel Körpergefühl oder sportlichen Typen (dies sagittal wie frontal).

Beinlänge: Das Max-Planck-Institut untersuchte den Einfluß der Beinlänge auf das Gehen.

Über die richtige Länge des Kunstbeines ist schon viel geschrieben und gesprochen worden. Es war bis heute nicht möglich, eine verbindliche Lösung zu finden. Doch möchte ich Ihnen Zahlen vorführen, die für sich selbst sprechen:

Hier die Resultate:

Prozentuale Veränderung des Energieumsatzes mit O.S.-Prothese gegenüber Normalbeinigen:

Gleichstand	+18%
1 cm Verkürzung	+13%
2 cm Verkürzung	+13%
3—4 cm Verkürzung	+31%
6 cm Verkürzung	+53%

Zusammenfassung

Ich hoffe, daß ich Ihnen zeigen konnte, daß beim Aufbau des Kunstbeines eine Reihe von Faktoren das *Gesamtergebnis* bestimmt, die sich gegenseitig im positiven oder negativen Sinne beeinflussen.

Es sind beim Kunstbein jedoch nicht nur die mechanischen Gesetze zu beachten, sondern es müssen auch die körperlichen und geistigen individuellen Gegebenheiten des Patienten mit in Rechnung gezogen werden.

Und doch ist der Prothesenbauer im Vorteil, der die Eigenschaften der Mechanik genau kennt und im Stande ist, die Kräfte richtig einzuschätzen und auszunutzen.

Die Beurteilung und die Beseitigung von Fehlern setzt also gründliche Kenntnisse der Biomechanik und Physiologie des menschlichen Bewegungsapparates voraus.

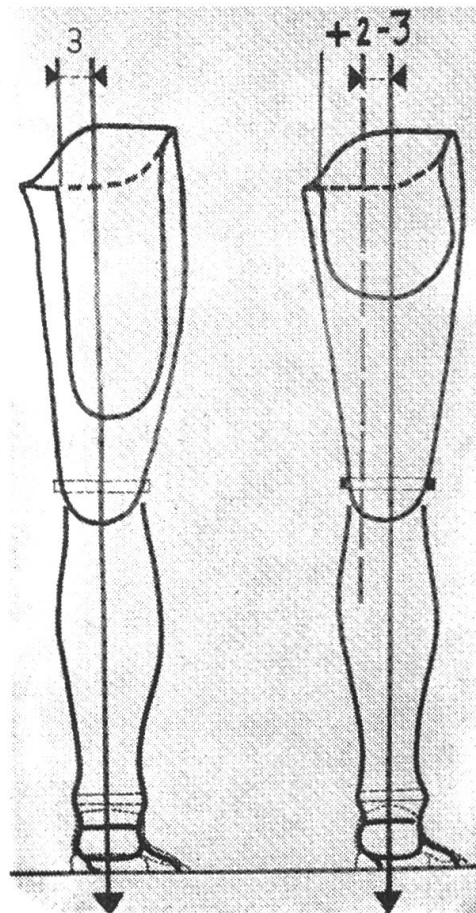
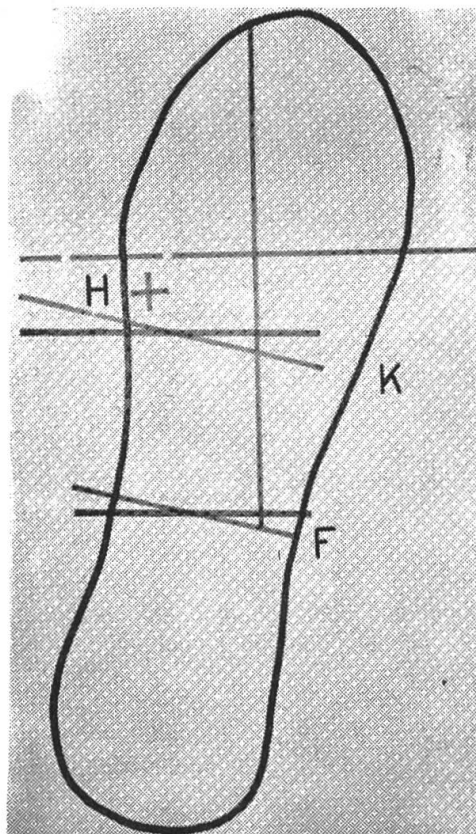


Abb. 16
Aufbau-Beispiel mit Normal- und Kurz-Stumpf

Abb. 17
Achsenstellung von Fuss und Knie im Grundriss



Literaturnachweis:

Prof. Dr. F. Schede: Theoretische Grundlagen für den Bau von Kunstbeinen.

Dr. med. G. Kuhn: Typische Fehler beim Oberschenkelkunstbeinbau.

Prof. Dr. E. A. Müller und Dr. Th. Hettinger: Die Wirkungen der Verkürzung des Oberschenkelkunstbeines.

R. Uhling: Probleme des Oberschenkelkunstbaues.