

Mitgliederversammlung der Prüfstelle für Ersatzglieder Berlin

am 15. April 1919 in der Prüfstelle für Ersatzglieder.

Mit 15 Abbildungen im Text.

(Eingegangen am 28. Juni 1919.)

Vorsitzender: Konrad Hartmann-Berlin.

Die Versammlung beschließt, Exzellenz Exner-Wien zum Ehrenmitglied zu ernennen.

C. Volk: Bericht über die Arbeiten des Gutachten-Ausschusses.

Die eingehenden Prüfungsanträge werden seit 1. April 1918 einem besonderen Gutachten-Ausschuß unterbreitet, welcher derzeit aus den Herren Beckmann, Borchardt, Frisch, Geib, Gocht, Pochhammer, Radike, Schlesinger und Volk besteht.

Zunächst werden über die Anträge im Technischen Bureau der Prüfstelle Berichte ausgearbeitet. Diese Berichte gehen an 2 bis 4 ärztliche und technische Mitglieder des Ausschusses zur Ergänzung und Genehmigung. Dann erfolgt in einer gemeinsamen Beratung die Feststellung des Vorbescheides, der dem Antragsteller zur Gegenäußerung übermittelt wird. Unter Berücksichtigung dieser Gegenäußerungen wird das endgültige Gutachten abgefaßt.

Es ist selbstverständlich, daß nur ein geringer Teil der vorgelegten Erfindungen brauchbar ist und daß von den brauchbaren viele nur geringe Vorteile gegenüber dem Bekannten bieten.

Über einige bemerkenswertere Erfindungen soll im folgenden von mir, Dr. Radike und Prof. Schlesinger kurz berichtet werden.

a) Arbeitsklaue für Geräte mit Krücke, vorgelegt durch das Schul-lazarett Oldenburg (Dr. Salvendi, Abb. 1).

Die Klaue ist für leichtere landwirtschaftliche und gärtnerische Arbeiten bestimmt, und zwar für Spaten und andere Werkzeuge, die mit Querholz (Krücke) versehen sind. Soll mit derartigen Spatengriffen mit „Kunsthand oben“ gearbeitet werden, so ist weder die Kellerhand noch der Einzink nach Dr. Böhm verwendbar.

Der neue Spatenhalter verwirklicht einen richtigen Gedanken, er muß aber noch in bezug auf Baustoff und Ausführung verbessert werden.



Abb. 1. Salvendi-Klaue.

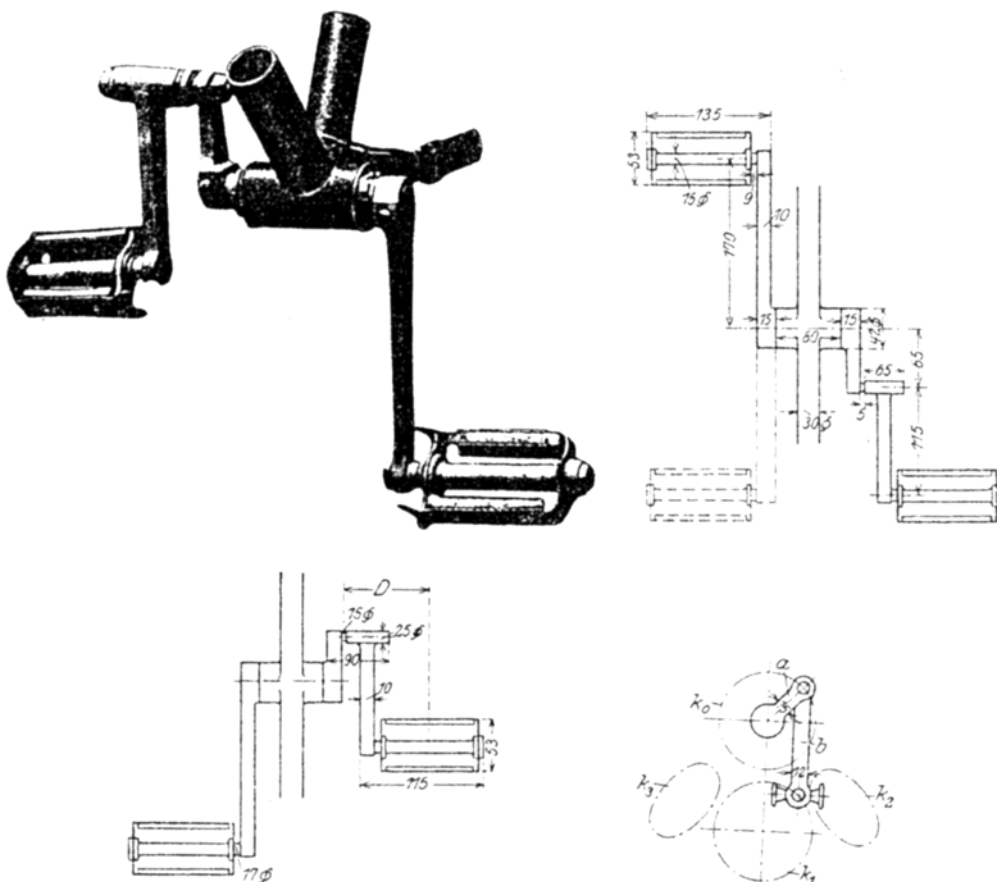


Abb. 2—2c. Fahrrad-Tretkurbel von Vollert.

b) Fahrrad-Tretkurbel für Beinbeschädigte (Abb. 2) von Hans Vollert, Boldixum a. Föhr.

Bei den meisten Knie- und Hüftversteifungen ist das Radfahren erschwert, da der Fuß nicht in der Lage ist, die volle Kreisbewegung des Pedals auszu-

führen. Vollert hat nun den Kurbelarm verkürzt und am Ende des verkürzten Armes eine neue Kurbel von kleinerem Halbmesser befestigt.

Durch entsprechende Wahl der Längen läßt sich die Vorrichtung dem Grade der Versteifung anpassen. Der Fuß der beschädigten Seite kann sich beim Treten in einem Kreis von kleinerem Durchmesser oder auch in einer beliebigen Kurve bewegen.

c) Kunstarm von Mietens (Abb. 3).

Der Mietensarm gehört zu jener Gruppe von Armen (Dr. Lange, Dr. Jaks usf.), bei denen die Beugung des Unterarmes zum Schließen der Finger oder einer Zange benutzt wird.

Allen diesen Armen gemeinsam ist ein sehr kräftiger Fingerschluß, der sich fein abstufen läßt und der ein langes und ziemlich müheloses Festhalten

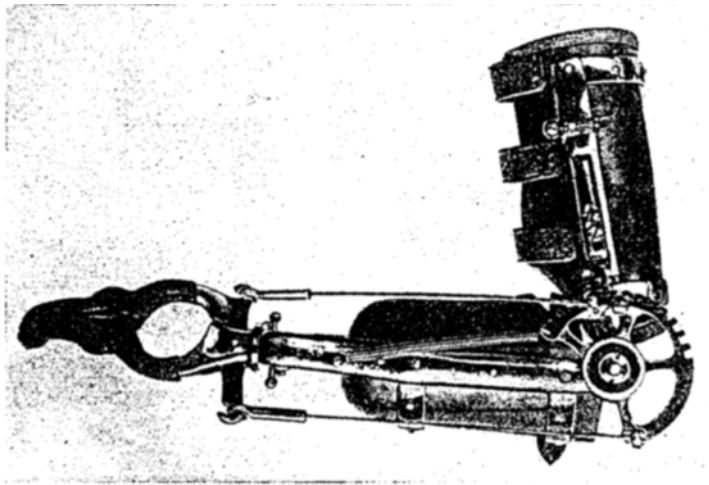


Abb. 3. Kunstarm von Mietens.

von Gegenständen gestattet. Während aber beim Lange-Arm und Jaks-Arm der Fingerschluß stets in der gleichen Beugelage erfolgt und bei geschlossener Hand ein weiteres Beugen des Armes unmöglich ist, wird beim Mietens-Arm durch eine einfache Verstellvorrichtung diese Beschränkung aufgehoben.

Ferner ist die Hand (oder der Handersatz) drehbar angeordnet.

Der Mietens-Arm hat sich als Arbeitsarm für einen unterarmamputierten Mechaniker gut bewährt.

Radike: Das Doppelkugelgelenk der Maschinenfabrik Augsburg-Nürnberg A. G. (Abb. 4).

Das Doppelkugelgelenk soll 1. an Stelle des sonst gebräuchlichen Scharniergelenks am Ellbogengelenk verwandt werden. 2. Die Ausnützung der Pro- und Supination der Vorderarmstümpfe ermöglichen.



Abb. 4. Doppelkugelgelenk der Maschinenfabrik Augsburg-Nürnberg.



Abb. 5. Mechanische Gebrauchshand d. Maschinenfabrik Augsburg-Nürnberg.



Abb. 6. Oberschenkelbein der Deutschen Kunstglieder-Gesellschaft Berlin.

Der Ersatz des Ellbogenscharniorgelenks durch das Doppelkugelgelenk ist möglich. Die Pro- und Supination ist beim Doppelkugelgelenk nur dann im vollen Umfang möglich, wenn die Vorderarmmanschette geteilt ist und die beiden Teile durch Spangen, die in Kugelgelenke laufen, miteinander verbunden sind. Leichte Arbeiten sind dann ausführbar.

Die mechanische Gebrauchshand der Maschinenfabrik Augsburg-Nürnberg A. G. (Abb. 5).

Die Hand ist aus Holz hergestellt mit beweglichem Daumen und beweglichem 2. bis 5. Finger, die zusammen um eine in der Mittelhand liegende Achse schwingen. Der Daumen dreht sich um eine zu dieser Achse senkrecht stehende Achse. Dadurch steht der Daumen nicht in Oppositionsstellung zu Zeige- und Mittelfinger, sondern in seitlicher Anlage an die Zeigefingerspitze. Der Daumen ist mit den übrigen Fingern durch ein Zahnräderpaar verbunden, sodaß bei seiner Bewegung die übrigen Finger sich selbsttätig mitbewegen. Die Öffnung des Daumens erfolgt durch Aufdrücken der Fingerspitzen auf eine Unterlage. Es kann nun ein auf dieser Unterlage (Tisch, Erdboden) liegender kleinerer Gegenstand (Münze, Streichholzschachtel) ergriffen werden. Der Daumenschluß erfolgt selbsttätig durch Feder. Durch eine Sicherung kann eine Feststellung erfolgen, sodaß das Tragen von Lasten ermöglicht wird.

Schlesinger: Das Oberschenkelbein der Deutschen Kunstglieder-Gesellschaft Berlin (Abb. 6).

Es handelt sich um ein gut ausgeführtes Holzbein mit einer willkürlichen Steuerung. Diese erfolgt durch Gurte von der Schulter der beschädigten Seite. Eine kurze Bewegung gibt dem Amputierten die Möglichkeit, das Knie willkürlich zu strecken. Zu diesem Zweck ist das Kniegelenk nicht freischwingend, sondern gebremst angeordnet. Es schwingt also, wenn die Schulter nicht arbeitet, nur langsam nach vorne. Die Bremsung gestattet ein Durchziehen des gebeugten, also verkürzten Beines durch die Standlage. Damit wird das Heben der Schulter der beschädigten Seiten beim Gehen vermieden. Das Bein gleicht grundsätzlich dem amerikanischen Fit-well-Bein; nur scheint die Ausführung des Verbindungsgurtes, der sich um den Oberschenkeltrichter legt, neu zu sein. Es wird dadurch eine bessere Führung des Beines möglich. Der Gang war in allen Fällen durchaus zufriedenstellend.

Bils-Berlin-Wilmersdorf: Anordnung von Zugfedern an Kunstbeinen (Abb. 7, 7a).

Der Zweck der Erfindung ist, bei Oberschenkelamputierten durch Einfügung von Zugfedern zwischen dem Kunstbein und den tragenden Körperteilen (Hüfte oder Schulter) 1. die Stumpfhülse des Oberschenkels in allen Beinstellungen gegen Tuber und Perineum zu ziehen, 2. den sonst freischwappenden Unterschenkel anzuwuchten und ebenfalls an derselben Stelle des Oberkörpers wie die Stumpfhülse zu befestigen. Es soll dadurch ein völlig sicherer Sitz des Trichters am Stumpf erfolgen; die Sicherheit beim Gehen durch wirkliche Heranziehung des Hautgefühls erhöht werden. 3. Das Gefühl der Be-

lastung des Oberschenkeltrichters soll durch das Gewicht des Unterschenkels beseitigt werden. Das angestrebte Ziel wird nach den subjektiven Angaben der Amputierten tatsächlich erreicht. Das Anpressen der Hülse an den Stumpf



Abb. 7.



Abb. 7a.

Bils-Bandage.

und an das Becken ist objektiv nachweisbar. Zu erwähnen ist noch, daß die der Achilles-Sehne entsprechende Feder e das Beugen des Beines im Kniegelenk beim Gehen erleichtert.

Diskussion.

Max Blumenthal-Berlin:

Vorstellung zweier Oberschenkelamputierter, von welchen der erste (Abb. 8, 8a und 8b) einen durch den muskulösen Ursprung des Biceps und Semitendinosus am Tuberculi gelegten Sauerbruchkanal aufweist (Operateur: Dr. Esser). Das Bein ist — gerade umgekehrt dem bisher Üblichen — so konstruiert, daß das Knie nicht frei schwingen kann, sofern nicht die eingebaute Kniebremse entbremst wird. Dieses geschieht durch den von dem kanalisiertem Muskelwulst ausgehenden Muskelzug. Beim Gehen werden daher dieselben Muskeln ständig in Bewegung gesetzt wie beim natürlichen Gang des Gesunden, nämlich Unterschenkelbeuger. Dementsprechend bereitet der Gang keine Schwierigkeiten, zumal die Entbremsung nur einer recht geringen Kraftanstrengung des Muskels bedarf. Ferner kann der Mann, auf leicht gebeugtem Knie feststehend, sich (durch Entbremsung) in eine tiefere Beugstellung sinken lassen; stets ist der Stand ein so fester,

daß weder ein Schlag in der Kniekehle noch das Erheben des gesunden Beines ohne Willen des Mannes ein Einknicken des Beines im Knie herbeiführen kann.

Des weiteren beugt der Mann das Knie beim Weiterschreiten noch vor dem Beginn des Durchschwingens, ebenfalls den natürlichen Verhältnissen entsprechend. Da das Knie nun aber durch einen Hebel (ähnlich dem Jaks-Bein) mit der Fußbewegung verknüpft ist, so hebt sich bei der vorbereitenden Beugung des Knies sogleich (also noch vor dem Weiterschreiten) die Fußspitze und das Durchschwingen geht nun ohne Anstoß vonstatten. Endlich weise ich noch darauf hin, daß die das Knie und die Ferse des Fußes verbindende Hebelstange federt, so daß die Fußspitze bei der Belastung sowohl in plantarflektierter als auch in dorsalflektierter Stellung sich dem Fußboden anschmiegt und so das „Starre“ des Jaksschen Systems vermieden ist. Eine genauere Darstellung der statischen Verhältnisse des Beines an anderer Stelle behalte ich mir vor.



Abb. 8.



Abb. 8a.



Abb. 8b.

Abb. 8—8 b. Willkürlich bewegtes Bein von Blumenthal-Berlin.

Bei dem nächsten Oberschenkelamputierten (Abb. 9), welchen ich demonstriere, ist statt des kanalisierten Muskels ein Muskelwulst zur Verwendung gekommen, welcher mittels eines umgelegten Riemens und daran befestigter Schnüre als Kraftquelle dient und durch „Muskelschub“ wirkt (Übertragung des „unblutigen Anschlusses“ Böhm's vom Oberarm auf den Oberschenkel). Solche Muskelwülste finden sich in typischer Weise bei zahlreichen

noch nicht zu abgemagerten Oberschenkelstümpfen. Die Verwendung ist analog dem vorhin demonstrierten Falle. Die Beherrschung des Beines ist aber eine noch bessere, da die Lage des kanalisierten Muskels und seine Zugrichtung in dem ersten Falle zahlreiche technische Schwierigkeiten mit sich brachte. Im allgemeinen glaube ich aber, daß dem kanalisierten Muskel doch der Vorrang vor dem eingefangenen gebührt.

Notwendig erscheint es mir noch zu erwähnen, daß bei etwaigem Durchscheuern der Haut der Kraftquelle usw. die ganze Bremsvorrichtung an einem Knöpfchen ausgehängt werden kann, so daß das Knie alsdann dauernd frei schwingt und das Bein somit



Abb. 9. Willkürlich bewegtes Bein von Blumenthal-Berlin.

einem nach den bisher üblichen Systemen gebauten Oberschenkelbein gleich wird. ~~Wird~~ die Bremssteuerung aber nicht ausgehängt, so wirkt das Bein bei Ausschaltung der Kraftquelle ähnlich einem Stelzbein.

Endlich möchte ich auch mitteilen, daß als bremslösende Kraftquelle auch der Schulterhub herangezogen werden kann. Die notwendige Schulterbewegung ist äußerst gering und unauffällig, der Gang befriedigend. Ich hätte Ihnen den betreffenden Mann gern demonstriert, er ist aber nicht gekommen.

M. Borchardt: Zur Versorgung der $\frac{1}{2}$ Doppelotherschenkelamputierten (Abb. 10—10e).

Meine Herren! Ich möchte mir gestatten, kurz über einige Erfahrungen zu berichten, die ich im Laufe der Jahre an einer großen Zahl von Doppelotherschenkelamputierten gemacht habe.

Ich werde mich dabei nur auf die Beantwortung einiger weniger Fragen beschränken, die im Augenblick im Vordergrund des Interesses gerade für diese Schwerverletzten stehen.

Zum heutigen Abend habe ich drei Doppeloberschenkelamputierte mitgebracht; von diesen hat der eine (H.) zwei gute lange, allerdings konische Oberschenkelstümpfe (beiderseits 25 cm); er ist ein außerordentlich gewandter und geschickter Herr. Der zweite (Sm.) hat rechts einen langen (30 cm), links einen kürzeren (25 cm) Oberschenkelstumpf; beide Stümpfe sind von Narben durchsetzt, bei dem einen ist das Knochenende gespalten, die Stümpfe sind mit dünnen Narben bedeckt und nicht als gute Stümpfe zu bezeichnen. Der dritte



Abb. 10.



Abb. 10a.



Abb. 10b.

Holzbeine von Fischer. Einfache Gurtaufhängung.

Verletzte (G.) hat zwei gleichlange Oberschenkelstümpfe (28 cm), von denen der eine plastisch gedeckt werden mußte.

Kein einziger Stumpf ist tragfähig.

Um zu möglichst einwandfreien Ergebnissen über die Vor- und Nachteile verschiedener Beinkonstruktionen zu gelangen, habe ich eine Reihe von Doppeloberschenkelamputierten längere Zeit hindurch verschiedene Modelle ausprobieren lassen. Alle haben, bevor sie ihre endgültigen Prothesen bekamen, zuerst Gipsprothesen getragen mit einem normalen Fuß und einem weit nach hinten gelagerten Kniegelenk.

Die Fragen, die ich mir erlaube zur Diskussion zu stellen, sind folgende:

1. Wie bringen wir die Doppel Oberschenkelamputierten schnell und sicher dazu, auf Prothesen mit beweglichem Knie zu gehen?
2. Sind Bremsbeine den gewöhnlichen Beinen vorzuziehen?
3. Wie soll die Knieachse gelagert sein?
4. Wie sollen die Prothesen am Rumpf befestigt werden?
5. Wie ist der Gang Doppel Oberschenkelamputierter bei Prothesen mit beweglichem Knie?



Abb. 10c.

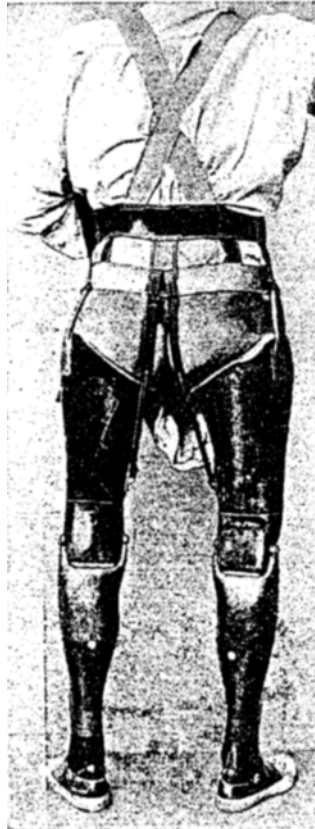


Abb. 10d.



Abb. 10e.

Beckengurt aus Leder. Aufhängung der Prothesen mittels einer Lederschlaufe.

Hessingscher Beckengurt mit Doppelgelenk.

Holzbeine mit Arretierung aus unserer Werkstatt.

Zu 1. Zu Beginn des Krieges bin ich, wie wohl die Mehrzahl der Herren Kollegen, den Empfehlungen und Vorschlägen Hoeffmans gefolgt, der die Doppel Oberschenkelamputierten zunächst mit ganz einfachem Eisengerüst und seiner bekannten eisernen Fußplatte versah, um ihnen Sicherheit und Selbstvertrauen zu geben. Allmählich wurden die Prothesen erhöht; statt der Fußplatte wurden richtige Füße mit Fuß- und Sohlengelenk gegeben und bewegliche Kniegelenke mit weit nach hinten verlagelter Achse angebracht. Fühlten sich die Patienten mit diesen Übergangsprothesen einigermaßen sicher, dann

haben wir ihnen die endgültigen Beine angemessen. Mit diesem Vorgehen haben auch wir keine schlechten Erfahrungen gemacht; aber es ist zeitraubend, und wie wir uns allmählich überzeugt haben, in der Regel entbehrlich.

Die meisten unserer Kriegsverletzten sind junge kräftige und nicht ungeschickte Männer; sie wurden in meiner Werkstatt später alle sofort mit ihrer Körpergröße entsprechenden Gipsprothesen versehen, die, wie oben erwähnt, einen normalen Fuß und ein weit nach hinten verlagertes Kniegelenk hatten. Bis auf einen Psychopathen haben sie alle auf diese Weise sofort gehen gelernt.

Auf Grund meiner Erfahrungen, die ich an mehr als einem Dutzend von Doppeloberschenkelamputierten gemacht habe, darf ich daher den Schluß ziehen, daß man die Verletzten sofort mit Prothesen versehen kann, die den normalen sowohl im Bau wie in der Höhe entsprechen. Bei sachgemäßer Anleitung und Übung lernt auch der Doppeloberschenkelamputierte verhältnismäßig schnell sicher zu gehen, ohne daß er vorher auf steifen und niedrigen Hilfsprothesen gegangen ist.

Bei dicken, fetten Individuen oder wenn es sich um ungeschickte bzw. sehr ängstliche Individuen handelt, wird die Hoeftmansche Methode der allmählichen Erhöhung von Wert sein und bleiben.

Zu 2. Die Frage, ob Bremsbeine vorzuziehen sind, ist schwierig zu beantworten vor allem deshalb, weil es ein ideales, leichtes, einfach konstruiertes und doch zuverlässiges Bremsbein wohl noch nicht gibt.

Ich habe durch die Verletzten drei Modelle ausprobieren lassen.

1. Das Bremsbein des Orthopädiemechanikers Zanders in Barmen.
2. Das Bremsbein des Ingenieurs Soucup.

3. Ein einfaches Modell, das in meiner Werkstatt ausgeführt wurde. Letzteres ist eigentlich kein Bremsbein, sondern ein Bein, welches bei Belastung in verschiedenen Stellungen feststeht.

Die Konstruktion des Soucup-Beines darf ich wohl als bekannt voraussetzen. Es ist nach unserer Auffassung und nach dem Urteil maßgebender Ingenieure wohl eine der besten bis jetzt bekannten Konstruktionen.

Auch den Bau des Zanders-Beines darf ich als bekannt voraussetzen. Beide Prothesen sind in dem von der Prüfstelle herausgegebenen Handbuch für Ersatzglieder auf S. 629 bzw. 631 genau beschrieben. Nur bezüglich des Zanders-Beines darf ich kurz erwähnen, daß das metallene Bremsband, welches bei der ersten Konstruktion leicht riß oder brach, sich nach der neuerlichen Verbesserung des Baues verhältnismäßig gut und lange gehalten hat und stärkeren Beanspruchungen gewachsen war.

Das einfache, in unserer Werkstatt hergestellte Modell ist mehr ein Arretierungsbein; durch ineinander greifende Zähne steht das Bein bei Belastung in verschiedenen Stellungen fest. Die Beschreibung kann gelegentlich einmal später erfolgen.

Übereinstimmend geben die Verletzten an, daß ihnen die Bremse ein großes Gefühl der Sicherheit gibt, daß sie ihnen bei vielen Gelegenheiten von Vorteil sei. Beim Treppengehen z. B., beim Aufsteigen auf die elektrische Bahn, beim Aufsteigen auf das Trottoir, beim Straucheln u. dgl. mehr, haben die Verletzten von der Bremse ganz entschiedene Vorteile. Der Doppeloberschenkelamputierte ohne Bremsbein muß sich mit den Armen emporziehen,

um mit gestreckten Beinen in die Höhe zu kommen; will er eine schmale Treppe hinauf gehen, so hat er enorme Schwierigkeiten, weil es schwer oder unmöglich wird, die gestreckten Beine aneinander vorbeizuführen. Die Möglichkeit, sich auf ein gebeugtes gebremstes Knie stützen zu können, bedeutet für den Doppel-überschenkelamputierten bei solchen und anderen Gelegenheiten in der Tat einen großen Vorteil. Daß er auch beim Straucheln durch die Bremse in Beugstellung des Knies noch einen erheblichen Halt bekommt, ist ein weiterer von allen Verletzten nicht gering eingeschätzter Vorteil. Demgegenüber stehen aber auch Nachteile.

Die technisch mit am besten durchgeführte Konstruktion des Soucup-Beines ist eine zwar schöne, aber etwas komplizierte Maschine, deren Pflege und Handhabe man verstehen muß und die man nur einem gewandten und intelligenten Patienten überlassen kann. Infolge der komplizierten Konstruktion ist auch das Gewicht der Prothesen nicht unbedeutend. Die dadurch geforderte Arbeitsleistung ist gerade für doppeltamputierte Patienten eine sehr erhebliche.

Auch das Bein von Zanders ist kompliziert und kann nicht überall repariert werden. Die Gefahr des Versagens der Bremse durch Riß ist bei dieser Konstruktion trotz der Verbesserung nicht unerheblich.

Der Patient H., der außerdem noch die Beine des Selbstamputierten Herrn Schäfer, Oeynhausens, getragen hat, hat jetzt Beine von Fischer in Freiburg bekommen, mit denen er sehr zufrieden und leistungsfähig ist. Dadurch, daß der Fuß in leichter Spitzfußstellung steht, daß er einen sehr frühen Anschlag hat, nicht bis zum rechten Winkel dorsal flektiert werden kann, wird der Unterschenkel am Einknicken gehindert, so daß das Knie noch bei einer erheblichen Beugstellung feststeht. Es wird dasselbe erreicht, was Rosenfelder in Nürnberg durch seine Beinkonstruktion herbeiführt. Bei unserer Konstruktion ist die Arretierung durch Belastung noch in stärkeren Winkelgraden möglich als bei diesen letztgenannten Beinen.

Bei diesen letzten 3 Konstruktionen handelt es sich also nicht um richtige Bremsbeine, sondern um Konstruktionen, bei denen die Beine noch in einer gewissen Winkelstellung des Knies arretiert oder fixiert sind.

Die Patienten haben bei diesen Konstruktionen Vorteile gegenüber den gewöhnlichen Beinen, aber sie haben nicht den vollen Nutzen einer richtigen Bremse.

Eine einfach konstruierte, leichte und doch verlässliche Bremse wäre immer noch wünschenswert. Solange eine solche nicht vorhanden ist, sind die Verletzten mit den letztgenannten Beinkonstruktionen unseres Erachtens besser daran als mit unzuverlässigen Bremsen.

Zu 3. Bei allen unseren Doppelüberschenkelamputierten konnten wir feststellen, daß eine starke Rückverlagerung der Kniegelenkachse als unangenehm empfunden wird; sie erschwert das Vorbringen des Unterschenkels und das Hinüberbringen des Beines über den toten Punkt. Bei starker Rückverlagerung erfordert das Gehen eine große Kraftanstrengung, so daß selbst geschickte Verletzte schnell ermüden.

Uns erscheint deshalb eine geringe Rückverlagerung der Kniegelenkachse vorteilhafter zu sein; eine Rückverlagerung von höchstens 2 cm scheint

uns für die Standsicherheit vollkommen zu genügen. Bei Prothesen mit frühzeitigem Anschlag im Fußgelenk und bei denen, die mit einer Arretierungsvorrichtung versehen sind, kann die Rückverlagerung der Knicachse zweckmäßig noch geringer sein.

Zu 4. Umstritten ist auch noch die Frage der Befestigung der Prothesen am Rumpf. Wir haben auch zur Klärung dieser Frage verschiedene Systeme ausprobiert.

Der Doppeloberschenkelamputierte, Herr Schäfer, Oeynhausen, hat sich, nach vielen üblen Erfahrungen, die er anderwärts machte, seine künstlichen Beine selbst konstruiert; er hat seine Prothesen an einem vollkommen ausgebildeten Rumpfkorsett aufgehängt. Dadurch hat er eine besonders innige Verbindung der künstlichen Beine mit dem Rumpf erzielt und außerdem eine vorzügliche Stütze für den Körper erhalten. Schäfer hat später das Korsett aufgegeben und nur noch das Gerüst beibehalten. Die Vorteile sind ihm geblieben, die einengende Wirkung des Korsetts dagegen ist fortgefallen.

Auch Herr H. hat die Konstruktion des Herrn Schäfer einige Zeit ausprobiert. Wenngleich die Vorteile der Konstruktion (die übrigens auch dem eigenartigen Bau der Fußgelenke zu danken sind) vollkommen gewürdigt wurden, so hat die Erfahrung doch gelehrt, daß man mit einfacheren Befestigungsarten vollkommen auskommt.

In erster Linie kommt da die Befestigung am Hessingschen Beckengurt in Betracht. Durch ihn wird eine ausgezeichnete Fixierung der Prothesen am Rumpf gewährleistet, so daß sie bei schwierigen Fällen durchaus empfohlen werden kann. Dabei scheint die Verbindung zwischen Prothese und Beckengurt am besten durch ein Doppelgelenk hergestellt zu werden, wie es wohl zuerst in den Wiener Werkstätten angegeben worden ist (Abb. 10e). Dieses Doppelgelenk erleichtert das Gehen und das Sitzen und führt weniger leicht zu Bruch, als wenn man Oberschenkelhülse und Beckengurt durch ein einfaches Gelenk miteinander verbindet.

Bei guten Oberschenkelstümpfen und bei geschickten Patienten ist auch der Hessingsche Beckengurt überflüssig. Es genügt dann eine Aufhängung der Beinprothesen an weichen Gurtbändern, die über das Becken gehen und hosenträgerartig auf den Schultern hängen. Die Verbindung der Oberschenkelhülse mit dem Beckengurt kann durch einfache Lederriemen erfolgen (s. Abb. 10, 10a und 10b). Durch diese Art der Befestigung sind die Patienten am wenigsten belästigt.

Voraussetzung allerdings ist eine gute Anpassung und guter Sitz der Prothese selbst.

Zu 5. Bezüglich des Ganges bitte ich Sie, die Patienten noch einmal selber zu betrachten. Die Bewegungen sind übrigens auch im Film festgehalten.

Sie werden erstaunt und erfreut sein, wie sicher sich die Verletzten vorwärts bewegen, wie aufrecht, ja, man kann sagen, kerzengerade ihre Körperhaltung ist. Wie bei diesen drei, so ist bei fast allen unsern Doppeloberschenkelamputierten ein vorzüglicher Gang erreicht. Sie sind imstande, mit ihren Prothesen längere Wege zurückzulegen. Das ist nur möglich, wenn man den Doppelamputierten leichte Beine gibt. Gerade für sie halte ich

Holzbeine sowohl wegen ihres geringen Gewichtes wie auch wegen ihrer Dauerhaftigkeit für besonders wertvoll; leider besitzen wir amerikanisches Leichtholz im Augenblick nicht, aber selbst mit unseren einheimischen Hölzern braucht ein Holzbein nicht mehr als etwa $4\frac{1}{2}$ Pfund zu wiegen.

Mir fehlt noch die Erfahrung mit den aktiv steuerbaren Bremsbeinen, die nach amerikanischem Muster von Herrn Ingenieur Haschke konstruiert worden sind; sie haben sich ja bei Einfachamputierten so bewährt, daß man auch für die Doppeloberschenkelamputierten Vorteile von ihnen erwarten kann. Bei anderer Gelegenheit werde ich darüber berichten.

Endlich muß ich noch eine Bemerkung über den Gebrauch von Stelzen bei Doppeloberschenkelamputierten hinzufügen. Wir müssen uns klar darüber sein, daß die Leichtigkeit der Stelzen, ihre einfache Konstruktion, die Sicherheit des Stehens und Gehens, für die Eigenart mancher Verletzter, für gewisse Berufe, für manche Gegenden doch von so erheblicher Bedeutung sind, daß man gelegentlich immer wieder einmal auf sie wird zurückgreifen müssen.

Diskussion.

A. Schanz-Dresden:

Die Schwierigkeit für die Konstruktion eines Hüftscharnieres wird dadurch gegeben, daß es unmöglich ist, den Drehpunkt des Hüftscharnieres mit dem Drehpunkt des Hüftgelenkes genau zur Übereinstimmung zu bringen. Es müssen deshalb bei Bewegungen des Bein stumpfes in der Hüfte immer wieder Konflikte zwischen dem Stumpf und der Prothese entstehen. Eine wichtige Aufgabe der Konstruktion der Prothese ist es nun, diesem Konflikt Gelegenheit zu geben, sich auszugleichen, ohne daß die Brauchbarkeit der Prothese dadurch wesentlich beeinträchtigt wird.

Bei meinen Konstruktionen schlage ich dazu verschiedene Wege ein. Habe ich einen sehr langen Oberschenkelstumpf, so benutze ich als Beckenteil eine kurze Spange, welche an der Seite der Darmbeinschaukel liegt und welche durch eine feste, in der Höhe des Hüftgelenkes mit Scharnier versehene Schiene mit dem Oberschenkelteil der Prothese verbunden wird. Bei dieser Konstruktion findet der Konflikt zwischen der Gelenkachse des Stumpfes und der Gelenkachse der Prothese seine Ausgleichsmöglichkeit dadurch, daß sich die Beckenspanne am Becken verschiebt.

Habe ich einen kurzen Oberschenkelstumpf, an dem die Prothese nicht genügend Halt findet, so muß ein festes Fassen des Rumpfes irgendwo erfolgen. Ich greife dann mit einem Beckenkorb am Becken an. Dieser Beckenkorb soll sich natürlich nicht so wie die eben geschilderte kleine Beckenspanne bei Eintreten des Hüftscharnierkonfliktes verschieben. Um diesem Konflikt aber trotzdem die Möglichkeit eines Ausgleiches zu bieten, lege ich als Verbindung zwischen Beckenteil und Oberschenkelhülse eine Lederverbindung ein. Ich wähle dazu ein derbes, hartes Stück Leder, welches dorthin gelegt wird, wo sonst die Scharnierschiene verläuft, und verbinde dieses Lederstück an seinem unteren Ende mit dem oberen Hülsenrand in einem beweglichen Scharnier.

Diese Lederverbindung bietet die Möglichkeit, die Differenz zwischen der Bewegung der Hüftachse und der Prothesenhüftachse auszugleichen. Es ist eine sehr einfache Konstruktion, die sich aber recht gut bewährt.

Böhm:

Als besonders zug- und drucksichere Aufhängung für Kunstbeine, die sich für Oberschenkel mit kurzen Stümpfen und für Doppeltamputierte eignet, habe ich die zwangsläufige Aufhängung, bestehend aus Beckenkorb und dreiteiligem Hüftgelenk, erkannt. Das letztere ist nach physiologischen Achsen angelegt und von mir bereits an anderer Stelle (Archiv für orthopädische und Unfall-Chirurgie Bd. I, Heft 1) beschrieben worden. Die dortigen 4 Abbildungen zeigen den unverrückbaren Sitz der Aufhängung bei allen Beinstellungen und gleichzeitiger hoher Beanspruchung auf Zug.

Radike: Greif- oder Halthand.

Meine Herren! Wenn wir die Erfahrungen, die wir in den letzten 3 Jahren mit den Leistungen der willkürlich bewegten Arme gemacht haben, überblicken, so müssen wir zugestehen, daß unsere im Anfang ziemlich hochgespannten Erwartungen, in ihrem ganzen Umfange wenigstens, nicht erfüllt sind. Der willkürlich bewegte Arm soll den Träger befähigen, jede gewollte Bewegung ohne Zuhilfenahme der anderen Hand auszuführen. Der Gebrauch des Armes soll sich nicht nur auf die Verrichtungen des täglichen Lebens, sondern auch auf Arbeiten im Beruf erstrecken. Gerade was den letzteren Punkt anlangt, sind unsere Erwartungen enttäuscht worden. Als Arbeitsarm hat sich der willkürlich bewegte Arm bis jetzt wenigstens nicht bewährt; denn nur in seltenen Fällen wird der willkürlich bewegte Arm von dem Amputierten bei der Berufsarbeit, d. h. in der Industrie, Landwirtschaft und im Handwerk benutzt. Unser Bestreben muß aber dahin gehen, Arme zu bauen, die für den Durchschnitt, nicht nur für die Ausnahmen brauchbar sind. Es bleiben also nach diesen gemachten Einschränkungen nur 2 Kategorien übrig, für die die willkürlich bewegten Arme in Frage kommen: Das sind 1. die Kopfarbeiter und 2. diejenigen Vertreter anderer Berufe, die einen willkürlich bewegten Schmuckarm neben ihrem Arbeitsarm zu besitzen wünschen. Die Anforderungen, die diese Amputierten an ihren Arm stellen, sind nicht sehr groß und sind bei beiden Kategorien ungefähr gleich. Sie wollen einen kleineren Gegen-



Abb. 11. Sauerbruch-Hand.

stand, eine Streichholzschachtel, ein Stück Papier, ein Buch ergreifen und einige Zeit festhalten können, und Gegenstände mittleren Gewichts, ein Schirm, eine Mappe, eine Handtasche längere Zeit bequem tragen können. Beide Forderungen wären zu erfüllen durch eine Hand, die 1. greifen, 2. halten resp. tragen kann. Eine Hand, die allen diesen Anforderungen in wirklich zuverlässiger Weise genügt, existiert noch nicht. Wir müssen vielmehr unter den bekanntesten Händen der Sauerbruch-Hand (Abb. 11), die sich aus der Rohrmann-Hand entwickelt hat, und der Carnes-Hand (Abb. 12) als zwei Vertreter zwei verschiedener Typen unterscheiden. Die erstere ist eine Greifhand, die zweite ist eine Halthand. Damit ist nicht gesagt, daß nicht mit der Sauerbruch-Hand Gegenstände gehalten oder getragen werden können und mit der Carnes-Hand nicht Gegenstände ergriffen werden können; aber die Erfahrung hat gelehrt, daß die Sauerbruch-Hand doch in erster Linie eine Greifhand und die Carnes-Hand eine Halthand ist. Auch bei der Germania-Hand ist durch die besonders scharf ausgeprägte Hakenstellung des 5. Fingers die Möglichkeit zum Tragen gegeben.

Um sich über die Leistungsfähigkeit der willkürlich bewegten Hände ein Urteil zu bilden, genügt es nicht, einige Fälle einige Zeit hindurch zu beobachten. Es ist vielmehr unumgänglich notwendig, daß Arzt und Ingenieur an einem großen Beobachtungsmaterial sich ihr Urteil bilden. Dabei darf nicht vergessen werden, daß dieses Urteil nur dann ein richtiges sein wird, wenn wir mit den Amputierten selbst dauernd in Fühlung bleiben; denn sie sind schließlich diejenigen, die über den praktischen Wert einer Prothese endgültig entscheiden. Um ein genügendes Material über die Ansichten der Amputierten selbst zu gewinnen, haben wir einen Fragebogen ausgearbeitet, in dem wohl alle in Frage kommenden Punkte enthalten sind.

Das Ergebnis dieser Umfrage ist bisher etwa folgendes: Der Unterarmamputierte, bei dem die Pro- und Supination noch erhalten ist, legt im allgemeinen mehr Wert darauf, greifen zu können, er will aber auch tragen, das



Abb. 12. Carnes-Hand.

kann er bei der als Greifhand ausgebildeten Sauerbruch-Hand nur, wenn er die Hand sperrt. Diese Sperre ist aber nicht absolut zuverlässig. Wenn die Pro- und Supination nicht erhalten ist, so legt der Unterarmamputierte auf die Greifhand schon viel weniger Wert, weil er, um einen Gegenstand zu ergreifen, unnatürliche Stellungen einnehmen muß. Der Oberarmamputierte benutzt die Hand sehr selten zum Greifen, er legt aber ganz besonders Gewicht darauf, einen Gegenstand mit der Kunsthand tragen oder halten zu können, damit er die gesunde Hand frei hat. Die Carnes-Hand würde für solche Fälle sich besser eignen. Für Doppeltamputierte, die sowohl greifen als halten resp. tragen müssen, wäre eine Kombination von Halt- und Traghand das Gegebene. Solange dies nicht existiert, wäre zu überlegen, ob man ihnen nicht auf der einen Seite eine Greif-, auf der anderen Seite eine Halthand geben müßte.

Vorführung von Amputierten mit Greif- und Halthänden.

Diskussion.

Schlesinger stellt einen Amputierten mit Exartikulation im Schultergelenk vor. Bei diesem sind drei Kraftquellen vorhanden: Heben der Schulter, Wölben des Rückens, Zug des kanalisiertes Pectoralis. Die erste Bewegung wird zum Beugen des Armes, die zweite zum Abduzieren, die dritte zum Öffnen und Schließen der Finger benutzt.

Böhm:

An vielen nach Sauerbruch Operierten, die im Reserve-Lazarett Schloß Charlottenburg sich ansammeln, konnte ich folgende Erfahrungen machen: Die soziale Indikation für die Operation wird nicht genügend beachtet. Erstrebt man das Ziel, Landwirte sowie viele Industrie-Arbeiter wenigstens teilweise arbeitsfähig zu machen, so leisten die Arbeitsarme in ihren vielen Formen mehr als die Sauerbruch-Prothesen. Diese sind nach wie vor die Kunstglieder für den Kopfarbeiter.

2. Die Reizerscheinungen, die der Sauerbruch-Kanal aufweist, sind häufiger, als allgemein angenommen wird.

Auch der Carnes-Arm wird kaum die Rolle eines Arbeitsarmes übernehmen können; er ist vorwiegend ein Gebrauchsarm und nur für den Kopfarbeiter und einige leichte Berufe als Arbeitsarm indiziert.

Borchardt weist darauf hin, daß die soziale Indikation nicht allein maßgebend sein könne. Die Wünsche der Amputierten müßten auch berücksichtigt werden.

Radike: Schlußwort.

Über alle diese Fragen sollten nicht nur die Ärzte und Ingenieure diskutieren, es müßten auch die Amputierten gehört werden, die in erster Linie über die Frage zu entscheiden haben. Das könnte zweckmäßig auf dem nächsten Orthopäden-Kongreß geschehen.

Fink-Rußland stellt das Modell seines für die Massenfabrication geeigneten Kunstbeines vor (die Einzelheiten sollen in einer besonderen Arbeit veröffentlicht werden).

Radike: Das Riedinger Leichtmetallbein.

Wenn wir den Sitz auf dem Sitzring betrachten, so sind es zwei Punkte, auf die der Amputierte in erster Linie sich stützt: am Tuber und am Perineum. Diese Punkte sind, da sie Teile des Skeletts bilden, fest und ihre Entfernung

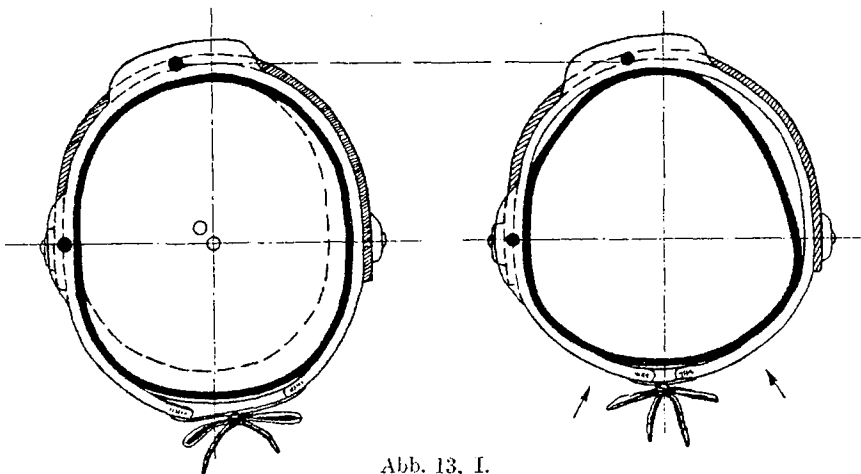


Abb. 13, I.

ändert sich nicht. In Wirklichkeit handelt es sich allerdings nicht um zwei Punkte, sondern um zwei Flächen. Für die Darstellung hier müssen wir der Genauigkeit halber zwei Punkte angeben. Das übliche Bein, das mit Schnürung versehen ist (Abb. 13, I) hat zwei Seitenschiene und zwischen diesen beiden

Seitenschienen ist eine oder manchmal sind auch zwei Verstärkungen untereinander angebracht, aus Stahlhalbringen bestehend. Wir nehmen an, daß das Bein beim Beginn tadellos angepaßt ist und die beiden Stützpunkte am Tuber und am Perineum an der beabsichtigten Stelle in der richtigen Weise liegen. Schwindet nun der Stumpf, so tritt das bekannte Bild ein, daß der Amputierte in den zu weit gewordenen Trichter hineinrutscht, und zwar ist es gewöhnlich das Tuber, was zuerst abrutscht. Nehmen wir an, daß die Schnürung ausreicht, um den Ledertrichter um den Stumpf möglichst fest herumschließend zu machen, so tritt folgendes ein:

Da die starre Hinterhälfte des Trichters nicht nachgeben kann, wird der Stumpf vorn flach zusammengedrückt. Das Perineum und das Tuber werden ihren alten Stützpunkt ungefähr beibehalten. Dagegen kann der geschwundene Stumpf an seiner Hinterseite den übrig bleibenden Raum, der durch die starre

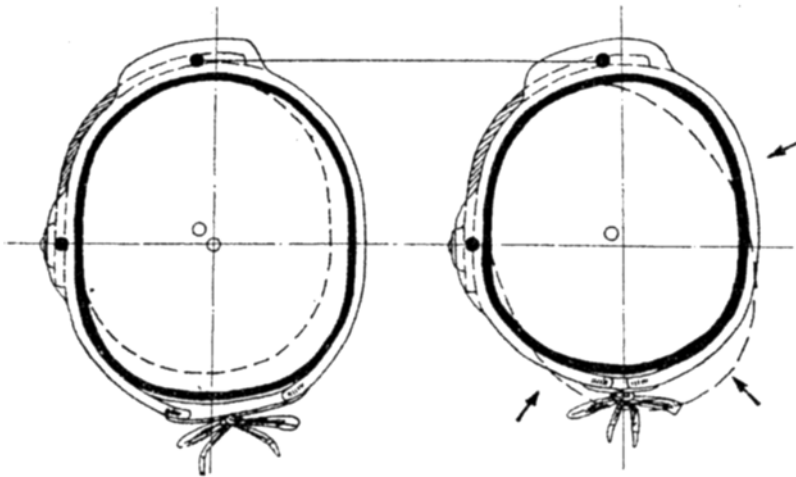


Abb. 13, II.

Hälfte des Trichters gebildet ist, nicht genügend ausfüllen. Wenn wir auch annehmen, daß durch die Schnürung der Stumpf besonders nach hinten und innen gegen die Partie zwischen Tuber und Perineum gegengedrückt wird, so bleibt doch sehr leicht zwischen diesen beiden Punkten ein Raum offen resp. der Stumpf liegt nicht an dieser Stelle genügend auf, was die Schraffierung andeutet.

Sicher aber wird an der Außenseite zwischen Außenschiene und Tuber ein größerer Raum frei bleiben, so daß in der Gegend des Trochanters der Stumpf nicht genügend gestützt ist, eine Erscheinung, wie wir sie oft zu beobachten Gelegenheit haben.

Die zweite Form schnürbarer Beine (Abb. 13. II) ist die, in denen nur zwei Seitenschienen vorhanden sind ohne Verstärkung an der Hinterseite der Stumpfhülse. Tritt hier Stumpfschwund ein, so kann durch die Schnürung der Trichter infolge seiner größeren Nachgiebigkeit allseitig eng um den Stumpf herum festgeschnürt werden. Der Stumpf nimmt durch die stärkere Schnürung vorn eine abgeflachte Form an. Die einzigen noch einigermaßen

festen Stellen sind die beiden Schienen. Der Stützpunkt am Perineum wird ungefähr derselbe bleiben, hinten aber ist gar keine Festigkeit. Durch die Schnürung wird die ganze Hülse etwas nach vorn herumgeholt. Dadurch tritt das Tuber auf eine andere Stelle als vorher, und zwar wird, da der Sitzring unter ihm gewissermaßen nach außen weggezogen wird, das Tuber etwas weiter nach innen auf dem Sitzring liegen, als es beabsichtigt war. Ebenso wird die Außenschiene etwas mehr nach vorn wandern. Es tritt also eine Verdrehung des Beines um den Stumpf ein, so daß das Bein in einwärts Rotation steht. Außerdem gibt erfahrungsgemäß das immer nachgiebiger werdende Leder keinen genügenden Halt. Trotz aller Schnürung rutscht der Amputierte in die Stumpfhülse hinein.

Theoretisch wäre eine Konstruktion denkbar, in der nur eine starre Verbindung zwischen dem Teil der Hülse besteht, die zwischen dem Tuber und

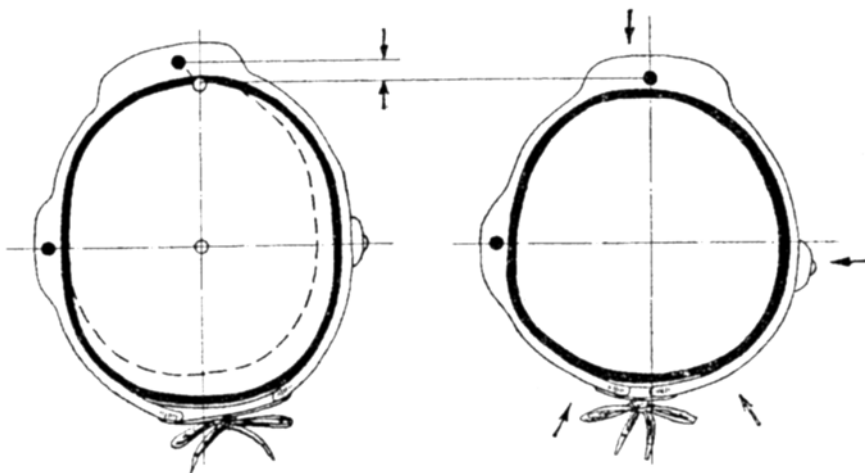


Abb. 13, III.

Perineum liegt (Abb. 13, III). In diesem Falle würden die beiden Stützpunkte, da die Entfernung zwischen diesen beiden Punkten sich nicht ändert, auch beim Stumpfschwinden und beim Schnüren wieder an ihre alte Stelle zu liegen kommen. Man würde den ganzen Stumpf gegen diese starre Stelle gegen-schnüren, wobei der Stumpf allerdings unter Umständen eine unnatürliche Form annehmen kann, da er in jeder beliebigen Form zusammenschnürbar ist. Außerdem besteht die Gefahr des Abrutschens, da nach vorn kein Halt ist. Eine solche Konstruktion gibt es nicht.

In dem Riedinger Leichtmetallbein ist der Versuch gemacht worden, durch Teilung in Stahl-Lamellen eine allseitige Anpassung an den Stumpf zu erreichen. Wenn wir den Sitzring (Abb. 13, IV) in diesem Falle betrachten, so vollzieht sich bei der Nachschnürung des Stumpfes folgendes:

Die beiden Punkte Tuber und Perineum bleiben unverändert. Die Entfernung zwischen diesen beiden Lamellen bleibt die gleiche. Dagegen rücken alle übrigen Teile konzentrisch zusammen.

Allerdings muß zugegeben werden, daß die Befestigung der Schnürung durch einen Riemen nicht absolut zuverlässig ist (theoretisch würde es besser

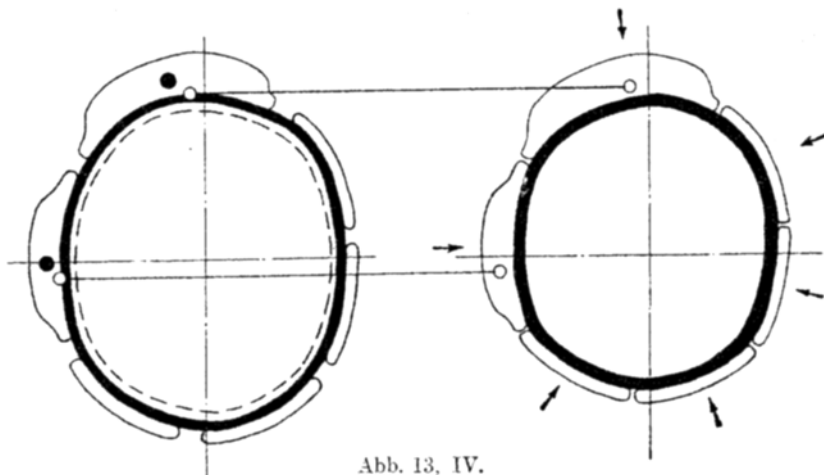


Abb. 13, IV.

erscheinen, jede einzelne Lamelle durch eine Schraube gegen den Stumpf zu drücken) und daß die Änderung der Stumpfhülse auch zu einer Verdrehung des Beines um den Stumpf führen kann. Diese Verdrehung ist aber bei dieser Konstruktion durch eine sehr leichte Umstellung an der Hülse wieder auszugleichen.

Der Konstruktion liegt der Gedanke zugrunde, ein Kunstbein zu schaffen, das sich zur Massenherstellung eignet.

Das Riedinger Leichtmetallbein (Abb. 14 und 14a) ist aus Leichtmetall hergestellt und gegen Oxydation mittels eines dauerhaften Lackes (Cellonlack) geschützt. Sämtliche beweglichen Teile sind als Präzisionslager ausgebildet und mittels Stahl ausgebuchst, desgleichen sämtliche Verschraubungen, wodurch der Verschleiß auf ein Minimum gebracht und ein Lockern der Schrauben unmöglich ist.



Abb. 14. Riedinger Leichtmetallbein.

Das Riedinger Leichtmetallbein besteht aus folgenden Hauptteilen:

- A. Oberschenkelhülse,
- B. Kniekappe,
- C. Wadengerüst,
- D. Knöchelteil,
- E. Fuß,
- F. Zehenspitze.

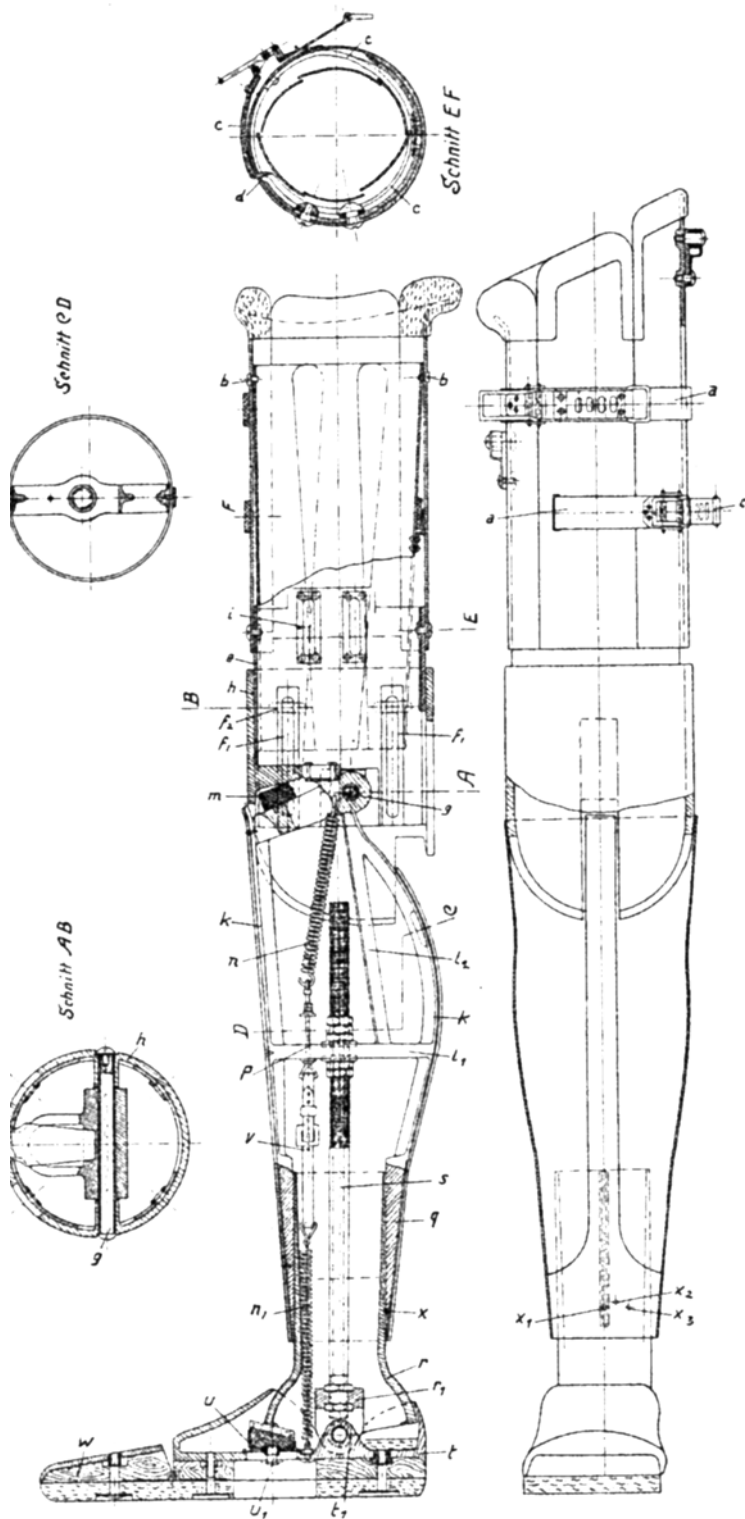


Abb. 14a. Riedinger Leichtmetallbein.

A. Die Oberschenkelhülse besteht aus 5 Leichtmetall-Lamellen, die am oberen Ende mit Filzpolsterung bzw. Sitzteilen aus Holz versehen sind. Die 5 Lamellen sind durch Riemen zusammenzuziehen. An jeder Lamelle sind innen 5 weitere Lamellen mittels Schrauben einseitig gehalten und durch einen Riemen zu schnüren, so daß sie sich eng um den Stumpf anlegen. Der Riemen ist durch einen Schlitz in dem äußeren Lamellenteil nach innen geführt und mit seinem anderen Ende innen befestigt. Die inneren Lamellen bestehen aus Leichtmetall oder Vulkanfiber. Die äußeren Lamellen sind mit ihrem unteren Ende in einer Leichtmetallhülse festgeschraubt, die geschlitzt ist. In den Schlitz sind die Schrauben zur Befestigung der äußeren Lamelle, die zur Stützung des Perineums dient, geführt, die somit in der Höhenlage verstellbar ist.

B. Kniekappe. Die Kniekappe besitzt innerlich 3 Angüsse, von denen 2 mit Stahl ausgebucht das Lager für einen durchgehenden Kniebolzen (Knie-



Abb. 15. Palenscar-Arm.

achse) bilden, während der dritte den Knieanschlag bildet, sowie zur Befestigung der Vorbringefeder dient.

C. Wadengerüst. Dasselbe ist am oberen Ende ausgebucht und bildet das bewegliche Lager der Knieachse. In der Mitte ist ein Quersteg, welcher zum Verstellen der Unterschenkelänge dient. Zur willkürlichen Verdrehung des Knöchelteiles gegenüber dem Wadengerüst dient eine Stahlkugel. Die Lage der Kugel im Gerüst läßt sich variieren, wodurch eine Verstellung des Fußes zur Auswärts- und Einwärtsstellung ermöglicht wird.

D. Knöchelteil. Material Leichtmetallguß. Der Knöchelteil trägt den vorderen und hinteren Anschlag des Fußes. Der vordere Anschlag ist als Keil ausgebildet und verschiebbar, wodurch eine stärkere Spitzfußstellung entsprechend der Höhe des Schuhabsatzes ermöglicht wird.

E. Fuß. Am Boden des Fußes ist ein Auge angegossen, welches mit Stahl ausgebucht das bewegliche Lager der Knöchelachse bildet. An der Sohle des Fußes ist die Vorbringefeder befestigt.

F. Zehenspitze. Die Zehenspitze ist mittels eines federnden Scharniers mit dem Fuße verbunden.

Das vorliegende Oberschenkelbein eignet sich demnach für alle diejenigen Fälle, in denen durch Mangel an geeigneten technischen Hilfskräften die Anfertigung eines Kunstbeines in der üblichen Form nach Gipsmodell auf Schwierigkeiten stößt oder überhaupt nicht durchführbar ist. Auch wo diese Hilfskräfte vorhanden sind, kann das Bein als Kunstbein zweckmäßig gegeben werden. Es bietet den Vorteil, daß die Dauer des Aufenthaltes im Lazarett durch die sofortige Anpassung bedeutend abgekürzt wird. Durch die allseitige Nachstellungsmöglichkeit kann auch bei Stumpfschwund das Bein immer wieder entsprechend angepaßt werden, so daß in vielen Fällen sich auch das Lazarettbein erübrigt. Zur Verwendung kann das Bein nur kommen bei nicht zu kurzen Stümpfen mit normaler Beweglichkeit. Für sogenannte pathologische Fälle (kontrakturierte, versteifte Stümpfe usw.) ist es demnach nicht geeignet. Das Bein ist an einer Reihe von Patienten geprüft worden. Die Anpassung war schnell durchführbar. Der Amputierte konnte dann sofort mit dem Bein gehen. Der Gang unterscheidet sich in keiner Weise von einem nach Modell gut angepaßten Normalbein.

Vorführung des Palenscar-Armes (Abb. 15).

Der Erfinder erklärt die Wirkung seines Armes. Leutnant Ohly und ein Amputierter aus Wien führen diesen praktisch vor.

Schluß der Sitzung: 8 Uhr 35 Minuten.