Aus der chirurg. Universitätsklinik München. (Direktor: Geh. Hof-
rat Prof. Dr. Sauerbruch.)

Weitere Beobachtungen an Sauerbruchschen Operationsstümpfen. (Dritte Mitteilung).^{1,2)}

Von Prof. Dr. C. ten Horn.

(Mit 5 Kurven.)

A. Über Spannung und Dehnung der kanalisierten Muskeln.

Als „natürliche“ Länge eines Muskels gilt seine Länge im unbelasteten Zustand. Solche wird bei menschlichen Skelettmuskeln nicht vorgefunden, da diese immer unter einer gewissen Spannung stehen. Je mehr sich der Muskelansatz dem Ursprung nähert, desto kleiner wird die Spannung, aber sie ist nie, auch nicht bei der größtmöglichen Annäherung dieser Punkte ganz aufgehoben. Zu einer bestimmten Muskellänge gehört also eine bestimmte Spannung. Diese gegenseitige Abhängigkeit tritt bei der Sehnendurchtrennung sehr ausdrucksvoll zutage.

Bei einem nach Sauerbruch kanalisiertem Muskel dürfen wir ein Mindestmaß von physiologischer Spannung annehmen. Der Hautkanal als neuer Ansatz kann sich so weit dem Muskelursprung nähern, bis die zunehmende elastische Spannung der peripher vom Kanal gelegenen Haut und Gewebe (bes. Fascien) mit der Muskelspannung ins Gleichgewicht gekommen ist. Für den Gebrauch der Prothese wird der kanalisierte Muskel unter eine

1) C. ten Horn. Beobachtungen an Sauerbruchschen Operationsstümpfen. Ein Beitrag zur Kenntnis der Muskelempfindungen. Deutsche Zeitschr. f. Chir. 1921. Bd. 161, H. 3—5.

2) C. ten Horn. Weitere Beobachtungen an Sauerbruchschen Operationsstümpfen. Über Muskelsensibilität und Muskeldissoziation. Deutsche Zeitschr. f. Chir. 1922, Bd. 169, S. 175.

Anfangsspannung (Vorspannung) gebracht. Es ist notwendig, erst die Dehnung des Muskels zu untersuchen, um Näheres über Größe usw. dieser Anfangsspannung zu erfahren.

Die Länge des kanalisierten Muskels nimmt zu mit steigender Belastung (Muskeldehnung). Man kann in dieser Dehnung eine Funktion des spannenden Gewichts erblicken. Über das Verhalten des Muskels gegenüber Gewichten verschiedener Größe gibt die *Dehnungskurve* Aufschluß. In Fig. 1 ist eine solche für einen kanalisierten Biceps wiedergegeben. Der Muskel zeigt im Anfang infolge geringen Widerstandes eine sehr starke Dehnung, welche mit steigendem Gewicht immer kleiner wird. Die ersten 300 g

Fig. 1.

Dehnung des Biceps bei steigender Belastung (Amput. Ob.).

dehnen den Muskel um etwa $14\frac{1}{2}$ mm. Ist er schon mit 3 kg belastet, so verlängert ein weiteres Gewicht von 300 g ihn nur noch um etwa $\frac{1}{3}$ mm. Demnach ist der Widerstand gegen die Dehnung mit Zunahme des Gewichts gewachsen; die Elastizität des Muskels, anfänglich gering, steigt somit rasch an. Während der Dehnung wechselt der Elastizitätskoeffizient also beträchtlich. Die Kurve zeigt einen ähnlichen Verlauf wie diejenigen, welche in der experimentellen Physiologie gefunden werden.

Da die Muskelelastizität unvollkommen ist, erreicht der Muskel nach Entlastung nicht sofort wieder seine natürliche Länge. Die Kurven der Belastung und der Entlastung decken einander nicht

(zyklische Deformation). Die Entlastungskurve ist immer stärker gekrümmt. Praktisch genügt es für die Dehnung die Belastungskurve zu bestimmen.

Die Versuche müssen so eingerichtet werden, daß ein zweiter Faktor — die elastische Nachwirkung — wenig in Erscheinung treten kann. Die Dehnung ist bei einer gewissen Belastung nicht konstant; ein vollkommenes Gleichgewicht wird nicht erreicht. Der Muskel gibt bei andauernder Belastung immer mehr nach. Deshalb muß diese, besonders bei größeren Gewichten, nur kurz belassen werden.

Die Versuche führte ich wie folgt aus. Es wurden Amputierte

Fig. 2.

Mittelwerte von Dehnungskurven. I Biceps. II Triceps. III Handbeuger.
IV Handstrecker.

im Besitz eines unempfindlichen, tragfähigen Stumpfes gewählt, der letztere senkrecht auf eine Holztafel gestellt und fixiert. Der Stift im Kanal trug einen besonderen Bügel mit Zeigevorrichtung, welche es gestattete, die Dehnung bei verschiedenen Gewichten genau abzulesen.

Die gewonnenen Dehnungskurven zeigten immer einen ähnlichen und typischen Verlauf. Das Typische ist der rasche Anstieg. Kleine Gewichte recken den Muskel schon beträchtlich, Belastungen über 1 kg verhältnismäßig nur noch sehr wenig. Fig. 2 gibt Kurven wieder, welche Mittelwerte der Deh-

nung von kanalisiertem Biceps, Triceps, Handbeuger und Handstrecker enthalten. Es ist wichtig die Art der Dehnung zu kennen, weil sie bei Verwertung der Kraftquellen für die künstliche Hand in Rechnung gestellt werden muß.

Dr.-Ing. K. Meyer¹⁾ hat auf Anregung des derzeitigen Geschäftsführers der Prüfstelle für Ersatzglieder in Charlottenburg, Herrn Prof. Dr. Schlesinger, in einer ausführlichen Arbeit gleichfalls die Dehnung der nach Sauerbruch operierten Muskeln untersucht und in Kurven abgebildet. Er brachte bei seinen Prüfungen die Muskeln unter eine Anfangsspannung von 1 kg. Wir werden später sehen, daß eine derartige Belastung im höch-

Fig. 3.

Dehnungskurve eines Biceps bei steigender Belastung bis zu 1 kg (Ampt. Tu.).

sten Grade unphysiologisch ist; deshalb ist dieses Versuchsverfahren zur Nachahmung nicht zu empfehlen.

Unsere Ergebnisse weichen in zwei Punkten wesentlich von denen Schlesingers und Meyers ab. Erstens fällt bei diesen Untersuchern durch die Anfangsspannung von 1 kg ein Teil der Kurve, und zwar der fort, welcher sehr interessante Folgerungen über die Art der Muskeldehnung erlaubt. Ist es doch gerade der Anfang der Dehnungskurve, der eine Ähnlichkeit mit den experimentell physiologisch gewonnenen Kurven in anschaulichster

1) K. Meyer, Die Muskelkräfte Sauerbruch-Operierter und der Kraftverbrauch künstlicher Hände und Arme. Arch. f. orth. und Unfallchir. 1921, Bd. 17, S. 594.

Weise ausdrückt und die Ungleichheit der Muskelelastizität im Verlauf der Belastungen überzeugend dartut. Fig. 3 stellt eine Kurve bei Gewichtszunahmen von 100 g vor.

Weiter zeigen unsere Dehnungskurven bei Belastung von 1 kg aufwärts einen kleineren Anstieg. Besonders deutlich ist das für den Biceps. Nach Schlesinger und Meyer beträgt die Muskeldehnung, wenn das spannende Gewicht von 1 kg auf 4 kg erhöht wird, 6,9 mm; von 1 kg auf 5 kg 7,2 mm (Mittelwerte aus den Zahlen von Amputierten in Tabelle Seite 621). Ich fand dagegen nur 3,2 mm und 3,5 mm. Auch die Dehnung des Triceps, der Handbeuger und der Handstrecker wurde kleiner gefunden. Die Zahlen von Schlesinger und Meyer sind demnach zu hoch. Bei der Berechnung der Hubgrößen, die für die spätere Prothese in Frage kommen, gilt die Muskeldehnung als ungünstiger Faktor (siehe unten). Ist sie nun wesentlich geringer, so ist das für die Arbeitsleistung der Prothese von Vorteil.

Wie erklärt sich der Unterschied in den Zahlen von Schlesinger und Meyer und den von mir gefundenen? Meines Erachtens dadurch, daß die Patienten nicht in demselben Stadium untersucht wurden. Schlesinger und Meyer machten ihre Versuche bei Amputierten, die ihre kanalisierten Muskeln kaum geübt hatten.

Sie schreiben: „Die gemessenen Kraftquellen waren durchweg wenig geübt, da die Leute noch nicht mit Armen versehen waren. Ist der Amputierte erst mit einem Arm ausgerüstet, auf dessen Gebrauch er angewiesen ist, so ist bei richtiger Armkonstruktion ein Zwang zum Üben vorhanden. Bei ständigem Gebrauch wachsen die Kräfte der Muskulatur stark und auch die Hubgrößen nehmen im allgemeinen noch etwas zu; es müssen jedoch die vor Ausrüstung mit dem Kunstglied aufgenommen Kurven sicher als Mindestmaß von Kraft und Weg bei der Konstruktion des Armes gelten“¹⁾.

An einer anderen Stelle findet man ebenfalls die Bemerkung, daß die untersuchten Muskeln „durchweg wenig“ geübt waren. „Ein Üben an Übungsapparaten wird im allgemeinen nicht intensiv genug betrieben; den Leuten mangelt bei dieser Art Übung der nötige Anreiz“²⁾.

1) G. Schlesinger und K. Meyer, Die Muskelkräfte im amputierten Arm und ihre Nutzbarmachung. Zeitschr. f. orth. Chir. 1921, Bd. 40, S. 342.

2) K. Meyer. Arch. f. orth. und Unfallchir. Bd. 17, S. 622.

Meine Untersuchungen führte ich bei Amputierten aus, die „prothesereif“ waren, d. h. bei solchen, deren Muskelkanäle die Bedingungen für die Prothese erfüllten. Dazu gehören ein bestimmtes Mindestmaß an Kraft und Hub, und vor allem auch eine vollkommen selbständige und von anderen Muskeln unabhängige Wirkung. Diesen Zustand der Prothesenreife erreicht man durch Übung. Besondere Apparate sind dazu nicht erforderlich; auch mit einfachen Mitteln gelangt man zum Ziel. Nur muß man den Patienten genaue Vorschriften geben und ständig die Ausführung der Übungen überwachen.

Weiter habe ich auch Amputierte untersucht, welche schon längere Zeit eine Prothese getragen hatten. Deren Dehnungskurve zeigte ebenfalls den raschen Anstieg, und zwar auch im weiteren Verlauf den abgebildeten Kurven ähnlich.

Der Unterschied in der Dehnungsgröße, wie er sich bei geübten und ungeübten Muskeln herausstellt, muß letzten Endes durch das unterschiedliche Verhalten der Muskelelastizität verursacht sein. Durchschneidet man beim Muskel den peripheren Ansatz (wie das doch bei der Amputation geschieht), so zieht er sich zurück und gerät allmählich in einen Zustand der *Retraktion*. Dieser bildet sich um so stärker aus, je später der Muskel einen neuen Ansatz findet. Nach der Amputation sind die Stumpfmuskeln stets in mehr oder minderem Grade retrahiert und in ihrer Kontraktionsfähigkeit herabgesetzt. Die Schaffung eines neuen Ansatzes — die Sauerbruchsche Kanalisierung — ermöglicht eine intensive Muskelbetätigung. Wird diese nicht ausgenützt (durch Unterlassung der Übungen), kann der Retraktionszustand nicht verschwinden und damit, wie die Dehnungskurve zeigt, kein normaler Spannungszustand eintreten.

Sauerbruch hat immer wieder die Wichtigkeit der Nachbehandlung sowie der Übungen betont und gefordert, daß nicht gleich nach der Kanalisierung, sondern erst nach zweckmäßiger Übung der kanalisierten Stumpfmuskeln die Prothese angelegt werden soll. Die Übung ist ein Teil der chirurgischen Behandlung. Bei den von Schlesinger und Meyer untersuchten Patienten war diese wichtige Forderung nicht erfüllt, und deshalb ist es nicht befremdend, daß unsere Ergebnisse von den ihrigen abweichen.

B. Über Hub und Anfangsspannung (Vorspannung der kanalisierten Muskeln.

Der Hub ist, außer von der Länge der Muskelfasern, abhängig von der Reizstärke und von der Belastung.

Wir prüften, wie weit bei größter Reizstärke, d. i. bei stärkster Innervation, die Hubgröße durch die Belastung beeinflußt wird. Das Verhältnis zwischen diesen beiden ist in Fig. 4 abgebildet.

Diese Kurve besteht aus drei Teilen: a) der rasche Anstieg, b) das Maximum und c) der langsame Abstieg.

Fig. 4.

Kurven der wirklichen Hubgrößen bei steigender Belastung. I und II von Biceps. III und IV von Triceps. (Amput. Go.-Ob.).

Bei allen gewonnenen Kurven wird das Maximum der Hubhöhe bei ungefähr $\frac{1}{2}$ —1 kg erreicht, in mehreren Fällen auch schon eher. Der Hub erhält sich ziemlich gleich bis zu einer Belastung von 2—5 kg. Das Maximum zeigt kleine Schwankungen, die aber zu gering und vor allem zu unregelmäßig sind, als daß wir praktisch mit ihnen zu rechnen brauchen. Die absolute Hubhöhe ist bei demselben Muskel und bei derselben Belastung keineswegs immer gleich. An verschiedenen Tagen wie Tageszeiten fand ich Unterschiede bis zu 10 Proz., auch wenn die Ermüdung zuverlässig ausgeschaltet war. Es versteht sich von selbst, daß die

gleichen Muskeln von verschiedenen Personen nicht in Vergleich gebracht werden dürfen.

Nachdem die Hubhöhe für eine gewisse Belastungsbreite ziemlich gleich geblieben ist, wird sie bei weiterer Steigung der Belastung allmählich kleiner. Die Abnahme kann schon bei einem Gewichte von 2 kg beginnen; im günstigsten Falle dauerte der Höchsthub noch bei 5 kg an. Ich habe versucht zu ermitteln, ob hierbei die Muskelkraft ausschlaggebend ist. Das ist nicht der Fall.

Vermehrt man die Belastung immer weiter, so gelangt man bis zu dem Gewicht, welches der kanalisierte Muskel gerade nicht mehr zu heben vermag. Hier liegt die Grenze für das Kontraktionsvermögen, gleichzeitig der Ausdruck der absoluten Muskelkraft. Da es nicht meine Absicht war, eine Kraftmessung kanalisierter Muskeln auszuführen, habe ich diese Grenze nur in wenigen Fällen bestimmt. Ich verweise hierfür auf die Zahlen von Sauerbruch, Bethe, Bestelmeyer.

Alle Kurven der Hubhöhen bei steigender Belastung haben einen ähnlichen Verlauf. Die Kenntnis dieser Kurven ist für die Verwendung des kanalisierten Muskels als Kraftquelle von Wichtigkeit. Denn es stellt sich heraus, daß eine maximale Hubhöhe nur dann zur Verfügung steht, wenn der Muskel unter eine gewisse Anfangsspannung gebracht ist.

Ehe wir nun der Frage näher treten, wie groß diese Anfangsspannung für eine optimale Arbeitsleistung mit der Prothese sein muß, ist erst die Beziehung zwischen Hubhöhe und Muskeldehnung zu erörtern.

Im mechanischen Getriebe eines Kunstgliedes ist der Stift die Ausgangsstelle der Bewegung (Nullpunkt). Wäre der Stift frei beweglich, so würde bei Belastung der Muskel gedehnt. Der Stift und damit die Ausgangsstelle der Bewegung verschiebt sich distalwärts. Eine Muskelverkürzung gleicht jetzt in erster Linie die Größe der Dehnung aus. Bei der Prothese liegt aber die Ausgangsstelle der Bewegung fest; sie kann nicht verschoben werden. Eine Kontraktion hat bei Belastung des Muskels deshalb anfänglich nur vermehrte Spannung zur Folge. Erst wenn letztere genügend zugenommen hat, tritt Bewegung der Prothesenteile

ein. Somit liefert der erste Teil der Kontraktion nur innere, keine äußere Arbeit. Die Ausnützung der Hubhöhe wird also durch Dehnung des Muskels vermindert (verwendbarer Hub = wirklicher Hub — Dehnung). Jedoch läßt sich diese Verminderung größtenteils ausschalten durch Anbringen einer Anfangsspannung, weil der Muskel dann im voraus gedehnt wird. In Fig. 5 sind die verwendbaren Hubgrößen eines Amputierten eingetragen, wenn die Anfangsspannung des Stiftes je 0, $\frac{1}{2}$, 1 kg beträgt.

Welche Anfangsspannung ist nun am zweckmäßigsten?

Würde man die Bestimmung ihrer Größe als mechanisches Problem auffassen, so geben die Kurven des wirklichen Hubs und die der Muskeldehnung vollkommen Aufschluß.

Fig. 5.

Hubgrößen bei steigender Belastung. (Amput. Ob.). I Wirkliche Hubgrößen. II Verwendbare Hubgrößen bei Anfangsspannung 0 kg. III Dieselben bei Anfangsspannung $\frac{1}{2}$ kg. IV Dieselben bei Anfangsspannung 1 kg.

Ausgehend von der oben gegebenen Formel über den verwendbaren Hub, finden wir ihn bei maximaler wirklicher Hubgröße und bei geringster Dehnung am größten. Bei unseren untersuchten Amputierten war dies der Fall bei einer Belastung zwischen 2–5 kg. Eine noch größere Belastung würde den verwendbaren Hub verringern, da dann der Abstieg der wirklichen Hubhöhe stärker ist als das Ansteigen der Dehnungskurve.

Schlesinger und Meyer schreiben folgendes über die Anfangsspannung: „Durch möglichst große Vorspannung läßt sich der ausnützbare Hub vergrößern. Nach den bisherigen Er-

fahrungen halten die Amputierten auf die Dauer eine Vorspannung von mehr als 1 kg nicht aus.“

Der erste Satz ist nur bedingt richtig. Über das Maximum der wirklichen Hubgrößen hinaus nimmt der verwendbare Hub nicht mehr zu. Ferner wählen sie eine Vorspannung von 1 kg, weil die Amputierten eine größere andauernde Belastung nicht mehr ertragen. Man darf daraus entnehmen, daß, falls praktisch durchführbar, eine noch größere Vorspannung angewandt worden wäre.

Bethe hat eine Anfangsspannung von 1 kg als etwas vollkommen Unphysiologisches bezeichnet. Er schreibt:

„Jede starke Belastung des ruhenden Muskels ist etwas vollkommen Unphysiologisches; bei allen unseren Bewegungen nimmt in der Regel der Muskel erst dadurch, daß er sich bewegt, also wenn er schon innerviert ist, die Last auf. Hängt die Last schon am nicht erregten Muskel, so wird er geschädigt, und zwar um so mehr, je größer die Last ist“¹⁾.

Hierauf erwidern Schlesinger und Meyer: „Die gerügte unzulässige, weil unphysiologische Vorspannung des Muskels zu vermeiden und die zulässige zu finden, war ein wesentlicher Teil der Meyerschen Arbeit. Wir fanden diesen Fehler der großen Vorspannung bei vielen ausgeführten Bandagen und bestimmten die zulässige Dauervorspannung zwischen 0,3 und 1 kg je nach der Verwundung. Wir verstehen daher Bethes Tadel absolut nicht“²⁾.

Bethe entgegnet: „Ich rüge nicht einen Vorspann — oder wie wir sagen, eine Anfangsspannung — der Muskeln in der Prothese, denn ich selber habe sie immer empfohlen; vielmehr rüge ich — und jeder Physiologe wird mit mir für falsch halten, den Muskel bei der Kraftmessung schon vor der Kontraktion mit dem vollen Gewicht zu belasten und auf eine ganz unnatürliche Länge zu dehnen. Schlesinger und Meyer konnten nur zu ihrer Methode gelangen, weil ihnen die Begriffe der Isotonie und Isometrie offenbar ganz fremd sind“³⁾.

Es war somit wünschenswert, nähere Untersuchungen über die Größe der Anfangsspannung auszuführen. Ich sehe hierin ein rein physiologisches, aber kein mechanisches Problem. Eine Anfangsspannung ist meines Erachtens nur in solcher Größe zulässig, als dadurch die normalen Muskelpfing-

1) A. Bethe, Beiträge zum Problem der willkürlich beweglichen Prothesen V—VI. Münchner med. Wochenschr. 1921, Nr. 16, S. 480.

2) und 3) Münchner med. Wochenschr. 1921, Nr. 28, S. 886.

dungen — die motorischen, wie die sensiblen — nicht verändert werden. Die Spannung wechselt bei normalen Muskeln beträchtlich. Hierdurch werden für ihre Betätigung die günstigsten Verhältnisse geschaffen. Der kanalisierte Muskel steht in Ruhelage unter einer gewissen Spannung (siehe oben), welche man nur so weit vergrößern darf, bis der Muskel noch physiologisch arbeiten kann. Diese Grenze liegt da, wo die normalen Muskelempfindungen durch die vergrößerte Spannung herabgesetzt werden.

Es fragt sich nun: Bei welcher Belastung sind die kanalisierten Muskeln in ihren Empfindungen noch intakt?

In einer früheren Arbeit habe ich nachgewiesen, daß Innervationsgefühl und Sensibilität bei kanalisierten Muskeln völlig erhalten sind. Kann der Amputierte Kontraktionen von bestimmter Größe genau wiederholen, so besitzt er eben das normale Innervationsgefühl (motorische Komponente). Bei Prüfung von verschieden kräftigen Muskeln stellte sich heraus, daß bei einer Belastung von 1,5 bis 3,5 kg die Kontraktionen weniger genau wiederholt wurden. Jedoch waren diese Abweichungen so gering, daß sie es nicht erlaubten daraus bestimmte Grenzen für die Größe der Anfangsspannung festzulegen.

Als Maßstab für die sensiblen Empfindungen dient die Unterschiedsempfindlichkeit für gehobene Gewichte (U. E.). Bestimmt wurde sie bei verschieden großer Anfangsspannung (0, 150, 300, 600, 900, 1200, 1500 g). Die Untersuchungen zeigten, daß bei einer Belastung von 600 g die U. E. schon vermindert und bei 900 g schon erheblich gesunken ist. Ich führe hier ein typisches Beispiel an:

Amput. Ob.	}	Belastung:					
Absolute Kraft des Biceps 12 kg.		0	150	300	600	900	1200 g.
		U. E.:	$\frac{1}{18}$	$\frac{1}{17}$	$\frac{1}{18}$	$\frac{1}{14}$	$\frac{1}{9}$

Was diese Herabsetzung des Muskelgefühls für den Gebrauch der Prothese bedeutet, ist einleuchtend.

Die Höchstgrenze der zulässigen Anfangsspannung liegt also bei $\frac{1}{2}$ kg Belastung. Eine größere ist unphysiologisch.

Damit ist der Beweis erbracht, daß die Vorspannung von 1 kg, wie Schlesinger und Meyer sie benutzt haben, unzulässig ist. Dies kann uns im übrigen schon durch einen einfachen Versuch klar gemacht werden. Die maximale Kraft der von Schlesinger und Meyer untersuchten Amputierten betrug nie mehr wie 10 kg. Durch Vorspannung von 1 kg gerät der kanalisierte Muskel also unter eine Dauerspannung von mindestens 10 Proz. seiner absoluten Kraft. Schaffen wir nun ein gleiches Verhältnis für die Beugemuskeln des Unterarmes. Die am Pulsgelenk gemessene maximale Beugekraft K und die dazu gehörige U.E. werden im voraus bestimmt, danach die Beugemuskeln unter eine Belastung $\frac{1}{10} K$ gebracht. Die U.E. erweist sich nun um 30—50 Proz. kleiner wie bei der ersten Messung; also eine beträchtliche Verminderung.

Noch bleibt festzustellen, welche Anfangsspannung von den Amputierten, die ständig die Prothese tragen, praktisch gebraucht wird. Es war dazu notwendig, das Gewicht zu bestimmen, welches den Stift in der Ausgangsstelle (Nullpunkt) der Bewegung festhält. Die gefundenen Werte schwankten zwischen 150—400 g. So hat also die Erfahrung die Frage der Anfangsspannung schon richtig gelöst.

Wenn Schlesinger und Meyer in ihren Arbeiten versucht haben, „speziell für die Ausrüstung Sauerbruchoperierten Amputierte für Kunstarme Unterlagen zu schaffen, die gestatten, bei normalen Konstruktionen im voraus zu bestimmen, ob Leistung der Kraftquelle und Kraftverbrauch des Getriebes in angemessenem Verhältnis stehen“, so sind die Ergebnisse ihrer Untersuchungen über die Messung der direkten Kraftquellen (erster Hauptabschnitt) nicht richtig. Erstens ist die Vorspannung von 1 kg unphysiologisch. Weiter haben wir für die Muskeldehnung andere (kleinere) Werte gefunden; der verwendbare Hub wird dadurch entsprechend günstiger. Wie dieser Unterschied wohl zu erklären ist, habe ich oben besprochen. Will man also dem Konstrukteur Unterlagen verschaffen, so müssen die Prüfungen derart wichtige Tatsachen nicht umgehen.

Auch die Zahlen für Kraft und Hubhöhe sind bei den genannten Untersuchern nicht immer günstig. Bei 30 Patienten betrug

die Kraft niemals mehr wie 10 kg; bei uns sind Kräfte über 20 kg keine Ausnahmen. Aus den angeführten Zahlen der Tabellen 41—44 läßt sich die Durchschnittshubhöhe berechnen: für Biceps 29,2 mm, für Triceps 15,4 mm, für Handbeuger 10,9 mm, für Handstrecker 10,6 mm. Diese sind wesentlich niedriger wie die Zahlen von München und Singen. Bestelmeyer¹⁾ fand folgende: Biceps 30—40 mm, Triceps 30 mm, Handbeuger 20 mm, Handstrecker 15 mm. In der Meyerschen Arbeit sind Kurven der absoluten Hubhöhen von 15 Amputierten abgebildet. Darunter sind 4, welche nur einen Hub von ± 8 mm haben. Bei einem so geringen Hube ist von vornherein der kanalisierte Muskel als Kraftquelle für die Prothese abzulehnen, und Prüfungen haben deshalb keinen Sinn.

Wenn man bedenkt, daß Schlesinger und Meyer unter 120 Sauerbruch-Operierten nur 30 fanden, welche ihnen zur Untersuchung geeignet schienen, so muß man leider daraus schließen, daß die Operation vielfach ohne genügende Vorkenntnisse ausgeführt wird. Technisch mag die Operation leicht scheinen; in Wirklichkeit ist die Schaffung gut funktionierender Kanäle keineswegs so einfach. Verfügt man doch von den Invaliden, die anderweitig operiert und zwecks Anfertigung einer Prothese nach München geschickt wurden, kaum $\frac{2}{3}$ über brauchbare Kanäle (Bestelmeyer).

Zusammenfassung.

1. Bei nach Sauerbruch operierten Muskeln ist die Form der Dehnungskurve normal physiologisch.
2. Die Kurven für die wirklichen Hubgrößen bei steigender Belastung zeigen einen raschen Anstieg, ein Maximum (das sich bis zu 2—5 kg erhält) und einen allmählichen Abstieg. Durch Anbringen einer Anfangsspannung kann man also den wirklichen Hub vergrößern.
3. Als verwendbarer Hub ist der wirkliche Hub vermindert um die Muskeldehnung anzusehen. Letztere kann

1) Bestelmeyer, Weitere Erfahrungen mit der willkürlich beweglichen Hand. Arch. f. klin. Chir. 1921. Bd. 114.

durch eine Anfangsspannung ausgeschaltet oder verringert werden. Demnach nimmt der verwendbare Hub bei Vergrößerung der Anfangsspannung zu, und zwar solange, bis das Maximum der wirklichen Hubhöhe überschritten ist.

4. Eine Anfangsspannung über $\frac{1}{2}$ kg ist unphysiologisch.
 5. Für die Betätigung der Prothese werden Anfangsspannungen zwischen 150—400 g gebraucht.
-