

**Die Druckverteilung im Ellenbogengelenk,
nebst grundsätzlichen Bemerkungen über den Gelenkdruck * ****
**Elfter Beitrag zur funktionellen Anatomie und kausalen Morphologie
des Stützapparates**

Von

FRIEDRICH PAUWELS

Mit 19 Textabbildungen

(Eingegangen am 13. Juni 1963)

Auch in neueren anatomischen Lehrbüchern findet sich noch die Angabe, daß für den Gelenkschluß im wesentlichen drei Kräftegruppen verantwortlich seien: 1. der Luftdruck, 2. Muskelkräfte und für die Gelenke der unteren Extremität wird zusätzlich 3. das Körpergewicht erwähnt.

Im allgemeinen fehlen jedoch genauere Mitteilungen darüber, unter welchen Bedingungen diese Kräftegruppen einzeln oder miteinander kombiniert wirksam werden und in welcher Größenordnung sie bei gemeinsamer Wirkung anteilmäßig zum gesamten Gelenkdruck beitragen.

Diese Frage muß vor allem geklärt werden, ehe etwas über die Druckverteilung in Gelenken ausgesagt werden kann. Die genaue Kenntnis der Druckverteilung wiederum ist eine unerläßliche Voraussetzung für die Ermittlung der Beanspruchung des Gelenkknorpels.

Dieser Fragenkomplex soll in der vorliegenden Untersuchung am Beispiel des Ellenbogengelenks diskutiert werden.

Um eine theoretische Ausgangsbasis für diese Untersuchungen zu schaffen, müssen zunächst die eingangs zitierten Angaben über die Zusammensetzung des Gelenkdruckes kritisch überprüft werden. Die Vorstellung von der Mitwirkung des Luftdrucks beim Zusammenhalt der Gelenke wurde durch die klassischen Versuche der Brüder WEBER wesentlich gefestigt. Sie ermittelten, daß der Atmosphärendruck in der Lage war, am Hüftgelenk bei vollständig durchtrennten Muskeln und Bändern das Gewicht des gesamten Beines zu tragen. Diese Versuche bewiesen allerdings nur, daß der Luftdruck bis zu einem gewissen Grade einer distrahierenden Kraft Widerstand leisten und das Auseinanderweichen von Gelenkflächen verhindern kann, auch wenn keine anderen Kräfte — z. B. Muskeln — den Zusammenhalt gewährleisten.

Daraus zog nun R. FICK (1910) den Schluß, daß der Luftdruck ganz allgemein die Muskeln entlaste.

Im Gegensatz hierzu vertrat jedoch STRASSER (1913) die Ansicht, daß der Luftdruck unter normalen Bedingungen diese Wirkung nicht entfalte. Diese Möglichkeit käme vielmehr nur dann in Betracht, wenn distrahierende Kräfte an den artikulierenden Skeletelementen angriffen, die einen Unterdruck im Gelenkspalt erzeugten. Länger anhaltender Unterdruck müsse jedoch zu einer Exsudation ins Gelenk führen, die ihrerseits wieder die Wirkung des Luftdrucks

* Herrn Prof. Dr. K. GOERTTLER zum 65. Geburtstag gewidmet.

** Mit Unterstützung der Deutschen Forschungsgemeinschaft.

zunichte machen würde. Die Tatsache, daß im allgemeinen kein Gelenkserguß auftritt, sei bereits ein Hinweis darauf, daß die Wirkung des Luftdrucks im Sinne einer Verhinderung einer Distraction nicht für längere Zeit in Anspruch genommen werde.

Demgegenüber rechnet R. FICK (1910) durchaus mit dem reellen Auftreten distrahierender Kräfte, wenigstens unter bestimmten Bedingungen. Er zerlegt die Muskelkraft M in eine rein drehende Komponente D , die senkrecht zur Achse des bewegten Skeletelements gerichtet ist und in eine Komponente G , die in Richtung der Knochenachse wirkt.

Diese Komponente G , die nach FICK den Gelenkdruck bestimmt, kann je nach Gelenkstellung entweder auf das Gelenk hin oder von ihm fort gerichtet sein (Abb. 1 a, b), also entweder als Druckkraft oder als Zugkraft wirken.

Wenn die Gelenkkomponente G des Muskels die artikulierenden Skeletelemente voneinander zu entfernen sucht, so sollen

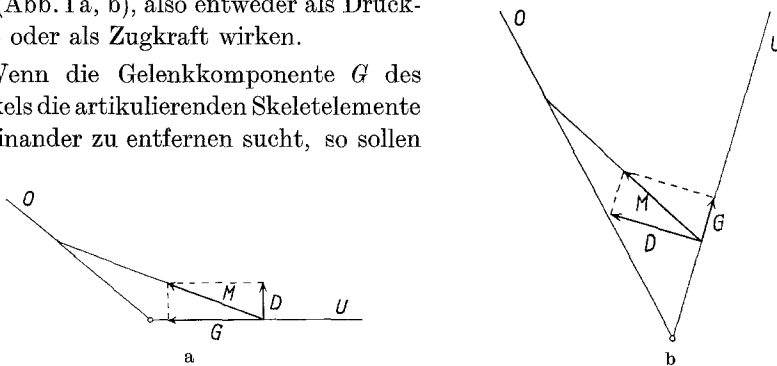


Abb. 1 a u. b. Zerlegung der Muskelkraft in eine Dreh- und eine Gelenkkomponente, dargestellt am Beispiel des Ellenbogengelenks. a Großer Öffnungswinkel zwischen Ober- und Unterarm. b Spitzwinklige Beugstellung. Die Buchstaben bedeuten: D Drehkomponente des Muskels; G Gelenkkomponente des Muskels; M Muskelkraft; O Oberarm; U Unterarm; (umgezeichnet nach R. FICK 1910, Fig. 66 u. 67)

nach R. FICK (1910) die besondere Form der Gelenkflächen, Bänder oder gedehnte antagonistische Muskeln eine wirkliche Distraction verhindern. Insbesondere erwähnt er beim spitzwinklig gebeugten Ellenbogengelenk, daß „das Olecranon in die Nute der Oberarmrolle hineingezogen“ werde (l. c., p. 44).

Die Vorstellung von FICK, daß für die Beanspruchung eines Gelenkes die Richtung der Gelenkkomponente des Muskels maßgebend sei, ist unzutreffend, wie sich aus der folgenden Überlegung ergibt.

Die Gelenkkomponente ist ein Teil der Muskelkraft. Ein Muskel kann an einem gelenkig gelagerten Skeletelement nur dann Kraft entfalten, wenn an dem von ihm überspannten Gelenk durch eine Gegenkraft Gleichgewicht hergestellt wird.

Diese Gegenkraft für die Beuger ist am Ellenbogengelenk das Gewicht des Unterarmes, evtl. zuzüglich einer zu tragenden Last. Diese Gesamtlast (P) wirkt aber ebenfalls mit einer Drehkomponente (D) und einer Gelenkkomponente (G) (Abb. 2). Sie wirkt in analoger Weise, wie das Gewicht bei einem Waagebalken, der an der Stelle der Muskelinsertion aufgehängt ist (Abb. 3). Während die rechte Hälfte des Waagebalkens durch das Gewicht gesenkt wird, muß die linke Hälfte nach oben steigen. Übertragen auf den Unterarm bedeutet dies, daß durch die Last die Gelenkfläche der Ulna gegen die Oberarmrolle gedrückt wird.

Demnach wird der Gelenkdruck nicht allein von der Muskelkraft, sondern ebenfalls von dem zu tragenden Gewicht bestimmt. Mit anderen Worten: er wird durch die Resultierende aus Muskelkraft und Last hervorgerufen.

Die Resultierende aus den beiden Kräften ist durch eine einfache Konstruktion zu finden, sie muß 1. durch den Schnittpunkt der Wirkungslinien von Muskelkraft und Last, 2. wegen der Gleichgewichtsbedingung durch den Drehpunkt des Gelenks verlaufen. Ihre Größe ist bei bekannter Lastgröße leicht zu ermitteln, da in dem Kräfteparallelogramm die Richtung aller Kräfte sowie der Größenwert einer Kraft (Last) bekannt sind (Abb. 3b).

Aus der Abb. 2 ist zu ersehen, daß auch bei spitzwinklig gebeugtem Ellen-

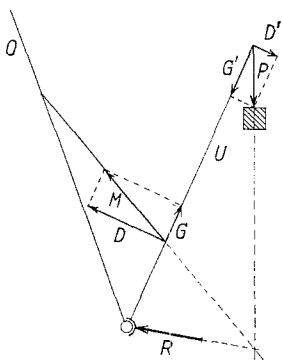


Abb. 2

Abb. 2. Ermittlung der auf das Ellenbogengelenk wirkenden resultierenden Druckkraft bei spitzwinkliger Beugstellung. Die Buchstaben bedeuten: D Drehkomponente der Muskelkraft M ; D' Drehkomponente der Last P ; G Gelenkkomponente der Muskelkraft M ; G' Gelenkkomponente der Last P ; M Muskelkraft; O Oberarm; P Last; U Unterarm; R Resultierende aus M und P

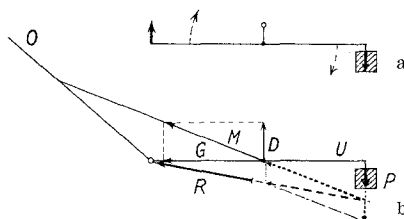


Abb. 3

Abb. 3a u. b. Vergleich des Unterarms mit einem Waagebalken. a) Schema der Waage; b) Armmodell mit eingezeichneten Kräften. Unten rechts ist die Konstruktion des Kräfteparallelogramms aus P und M durchgeführt. Die Buchstabenbezeichnungen sind die gleichen wie in Abb. 2

bogengelenk die Resultierende aus Muskelkraft und Last zum Gelenk hin gerichtet ist und somit die artikulierenden Skeletelemente gegeneinander drückt. Distrahierende Kräfte, wie sie von R. FICK (1910) angenommen wurden, treten demnach normalerweise an Gelenken niemals wirklich auf. Sie sind nur in einem besonderen Fall theoretisch denkbar, nämlich wenn sich beim Hängen an einem Arm der Schwerpunkt des Körpers und der Drehpunkt des zu betrachtenden Gelenks beide genau senkrecht unter dem Aufhängepunkt befinden, weil dann an diesem Gelenk nicht durch Muskeln Gleichgewicht hergestellt zu werden braucht. Eine solche Situation könnte z. B. vorliegen, wenn beim einarmigen Hang am Reck Körperschwerpunkt und Schultergelenk senkrecht unter den Aufhängepunkt pendeln. Hier könnten am Schultergelenk distrahierende Kräfte auftreten. Tatsächlich werden diese Kräfte aber durch eine Kontraktion der über das Schultergelenk hinwegziehenden Muskeln weitgehend aufgenommen, so daß selbst in diesem Ausnahmefall nur eine unbedeutende Mitwirkung des Luftdrucks denkbar ist.

Aber selbst dann könnte der Luftdruck zwar einer Distraction der artikulierenden Elemente Widerstand leisten, jedoch niemals die Elemente mit positiver Kraft gegeneinander pressen. Das heißt, der intraartikuläre Druck kann unter Einwirkung des Luftdrucks bestenfalls den Außendruck (Atmosphärendruck) erreichen, aber natürlich niemals darüber hinaus ansteigen.

Auch aus diesen Darlegungen geht also hervor, daß der Luftdruck für den Druck der Gelenkflächen gegeneinander praktisch völlig bedeutungslos ist.

Aus den Abb. 2 und 3 b ist bereits zu ersehen, daß die für den Gelenkdruck verantwortliche Resultierende (R) aus Muskelkraft und Last in verschiedenen Gelenkstellungen auf die Gelenkflächen unter einem unterschiedlichen Winkel auftreffen kann.

Diese Beziehungen zwischen der Gelenkstellung und der Lage der Resultierenden zu den Gelenkflächen soll im folgenden näher untersucht werden, weil die Lage des Schnittpunktes der Resultierenden mit den Gelenkflächen von ausschlaggebender Bedeutung für die Größe und Verteilung des Gelenkdrucks ist.

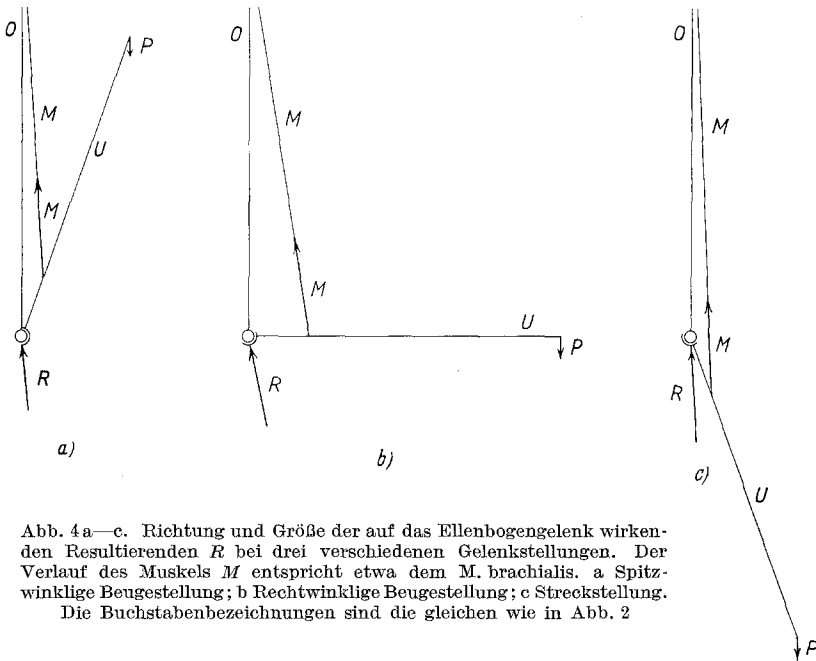


Abb. 4a—c. Richtung und Größe der auf das Ellenbogengelenk wirkenden Resultierenden R bei drei verschiedenen Gelenkstellungen. Der Verlauf des Muskels M entspricht etwa dem *M. brachialis*. a Spitzwinklige Beugstellung; b Rechtwinklige Beugstellung; c Streckstellung. Die Buchstabenbezeichnungen sind die gleichen wie in Abb. 2

Um für einen ersten Überblick einfache Verhältnisse zu schaffen, sei vorerst ausschließlich ein Oberarmmuskel angenommen, dessen Verlauf annähernd demjenigen des *M. brachialis* entspricht. Der Muskel entspringt hoch am Oberarm und inseriert am Unterarm relativ nahe am Ellenbogengelenk. Infolgedessen wird er während des Ablaufs einer Streckbewegung stets in einem sehr spitzen Winkel zur Humerusachse verlaufen, während sich sein Ansatzwinkel an der Ulna grundlegend verändert (vgl. Abb. 4). In Abb. 4 sind aus dem Bewegungsablauf drei Stellungen des Ellenbogengelenks bei spitzwinkliger und rechtwinkliger Beugung, sowie weitgehende Streckung herausgegriffen.

Da das Gewicht P und der Muskel M ihre Lage und Richtung zum Oberarm während der gesamten Bewegung nur wenig ändern, bleiben auch Lage und Richtung der aus beiden resultierenden Kraft R zur Gelenkfläche des Humerus nahezu konstant.

Der Durchstoßpunkt von R verschiebt sich auf der Oberfläche der Humerusrolle nur um einen geringen Betrag. Dagegen wandert er auf der Gelenkfläche der Ulna fast von einem Rand zum anderen (vgl. Abb. 5).

Die Beanspruchung des Gelenkknorpels hängt bei konstanter Kraftgröße von der Lage des Durchstoßpunktes der Kraft innerhalb der Gelenkfläche ab (s. Abb. 6).

Schneidet die Wirkungslinie der Kraft die Mitte der Gelenkfläche (Abb. 6a), so besitzt das Maximum der Druckspannungen seinen kleinsten Wert und die Spannungen sind über die gesamte tragende Fläche fast gleichmäßig verteilt, wie das eingezeichnete Diagramm erkennen läßt.

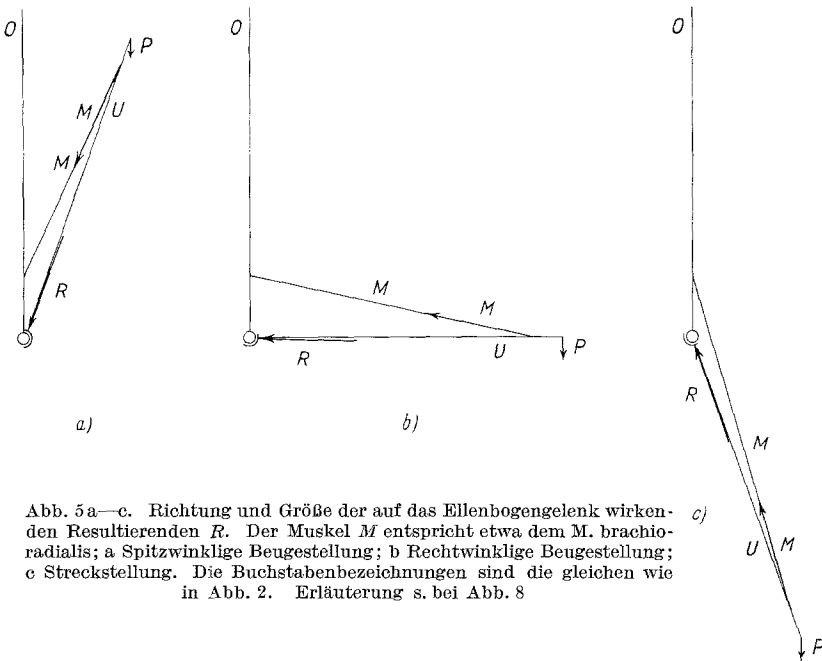


Abb. 5 a—c. Richtung und Größe der auf das Ellenbogengelenk wirkenden Resultierenden R . Der Muskel M entspricht etwa dem *M. brachioradialis*; a Spitzwinklige Beugstellung; b Rechtwinklige Beugstellung; c Streckstellung. Die Buchstabenbezeichnungen sind die gleichen wie in Abb. 2. Erläuterung s. bei Abb. 8

Je mehr sich der Durchstoßpunkt der Kraft einem Rand der Gelenkfläche nähert (Abb. 6b, c, d), um so kleiner wird die tragende Fläche und um so größer wird die maximale Druckspannung, um so ungleichmäßiger wird auch die Spannungsverteilung über die Gelenkfläche. Die Lage des Spannungsmaximums ist hierbei nicht unbedingt mit dem Durchstoßpunkt der Kraft durch die Gelenkfläche identisch. Je mehr sich der Durchstoßpunkt vom Zentrum der Gelenkfläche entfernt, desto größer wird zunächst die Abweichung des Spannungsmaximums von der Krafrichtung. Diese Differenz nimmt jedoch nur so lange zu, bis das Spannungsmaximum den Rand der Gelenkfläche erreicht hat, über den es greiflicherweise nicht hinauswandern kann.

Wenn ein Walzengelenk zugrundegelegt wird, errechnet sich bei zentrischer Beanspruchung des Gelenkknorpels die Spannungsgröße σ an jeder beliebigen

Stelle der Gelenkpfanne aus der Beziehung

$$\sigma = \sigma_m \cdot \cos \alpha, \quad (1)$$

wobei σ_m die größte auftretende Spannung an der Stelle des Durchstoßpunktes der Gelenkresultierenden R und α den Winkel bedeutet, den der Radius r zum Bestimmungspunkt von σ mit der Richtung von R bildet. Es gilt ferner

$$R = r \cdot \sigma_m \left(\alpha_{\max} + \frac{1}{2} \sin 2\alpha_{\max} \right). \quad (2)$$

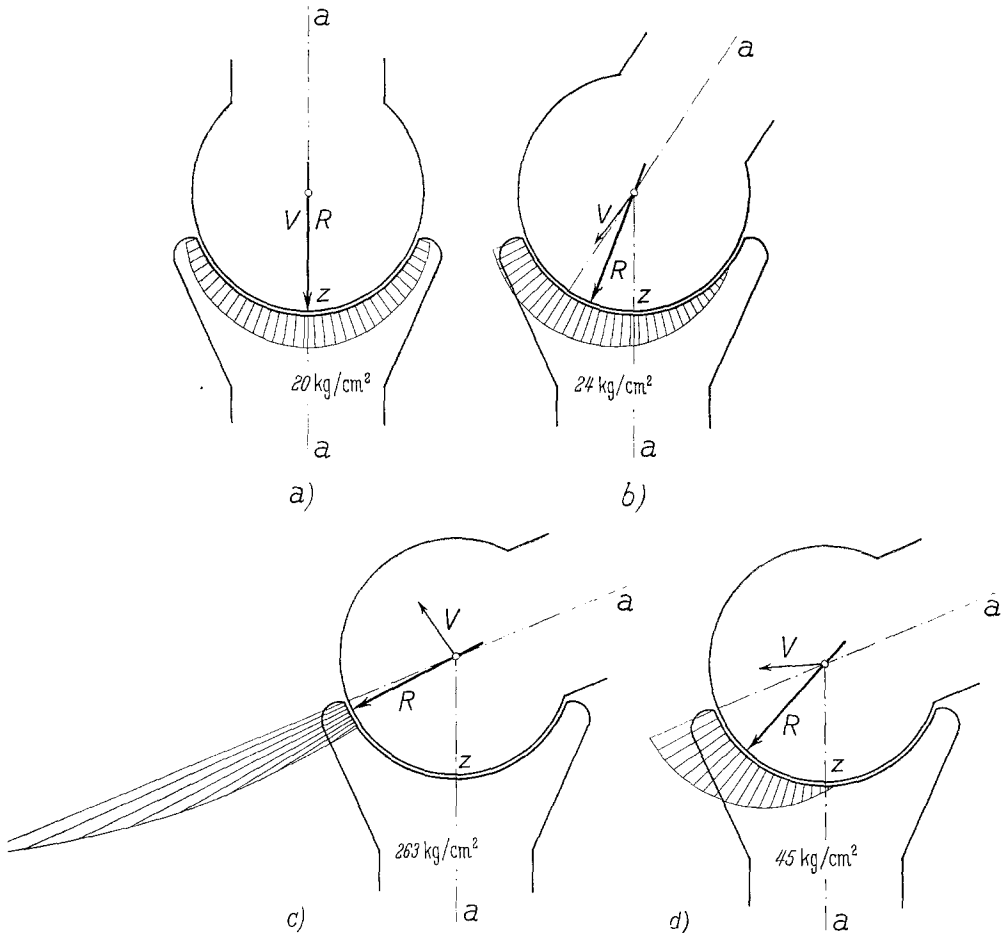


Abb. 6a—d. Abhängigkeit der Spannungsverteilung im Gelenkknorpel der Pfanne eines Walzengelenks von der Lage der Resultierenden. a Zentrale Lage der Resultierenden; b u. c Verschiebung der Resultierenden nach dem linken Pfannenrand; d Lage der Resultierenden in unmittelbarer Nähe des Pfannenrandes. Die Buchstaben bedeuten: a — a Achsen der beiden artikulierenden Elemente; R Resultierende, durch die das Gelenk auf Druck beansprucht wird; V „Verschiebungsrichtung“ des oberen artikulierenden Elements (nähere Erklärung im Text S. 647 ff.); Z Zentrum der Gelenkpfanne. Die Zahlen geben die größten Spannungen in kg/cm^2 an

In dieser Gleichung ist α_{\max} der Größtwert des Winkels α , d. h. der Winkel, den der Radius r zum Pfannenrand mit der (zentral liegenden!) Resultierenden R bildet. Die beiden auf die gegenüberliegenden Pfannenränder gerichteten Radien schließen somit den Winkel $\gamma = 2\alpha_{\max}$ miteinander ein, der durch die Resultierende R halbiert wird.

Aus (2) kann die größte im Pfannenknorpel auftretende Spannung ermittelt werden:

$$\sigma_m = \frac{R}{r (\alpha_{\max} + \frac{1}{2} \sin 2 \alpha_{\max})} \quad (3)$$

Falls die Gelenkresultierende R die Kontaktfläche der Gelenkknorpel exzentrisch trifft, gilt für den Fall, daß die Spannung σ über die *gesamte* Kontaktfläche verteilt ist, die Beziehung:

$$\operatorname{tg} \varphi = \frac{\cos^2 \beta - \cos^2 \beta'}{\beta + \beta' - \frac{1}{2} \sin 2 \beta - \frac{1}{2} \sin 2 \beta'} \quad (4)$$

Hierin bedeuten: φ = Winkel, den der Radius r_φ zur Stelle der größten Spannung σ_m mit der Gelenkresultierenden R bildet; β = Winkel, den der Radius

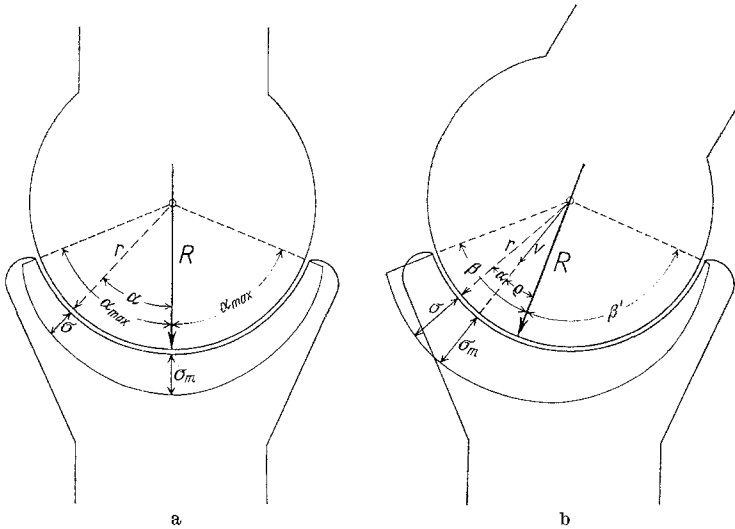


Abb. 7 a u. b. Schematische Schnitte durch ein Walzengelenk zur Berechnung der Spannungsverteilung in der Gelenkpfanne, a bei zentraler Lage der Resultierenden R , b bei exzentrischer Lage der Resultierenden R . (Erklärung der Buchstabenbezeichnung im Text S. 648 ff.)

zum nächstgelegenen Rand der Gelenkfläche mit der Gelenkresultierenden R bildet; β' = Winkel, den der Radius zum ferngelegenen Rand der Gelenkfläche bzw. zum Ort des Spannungsminimums mit der Gelenkresultierenden R bildet.

Der Radius r_φ weist demnach zur Stelle des Spannungsmaximums. Falls jedoch nur in einem Teil der Kontaktfläche Spannungen auftreten, d. h. falls

$$\beta + \beta' < \gamma \quad (5)$$

ist, gilt:

$$\varphi + \frac{\cos^2 \beta}{\operatorname{tg} \varphi} = 90^\circ + \beta - \sin \beta \cos \beta \quad (6)$$

Die Maximalspannungen σ_m berechnen sich nun für den Fall, daß

$$\beta + \beta' = \gamma \quad (7)$$

ist, also, wenn in der gesamten Kontaktfläche des Gelenks Spannungen auftreten, aus der Gleichung:

$$R = \frac{r}{2} \sigma_m \left[\cos \varphi \left(\beta + \beta' + \frac{1}{2} \sin 2 \beta + \frac{1}{2} \sin 2 \beta' \right) + \sin \varphi (\sin^2 \beta - \sin^2 \beta') \right] \quad (8)$$

Daraus ergibt sich:

$$\sigma_m = \frac{2R}{r [\cos \varphi (\beta + \beta' + \frac{1}{2} \sin 2\beta + \frac{1}{2} \sin 2\beta') + \sin \varphi (\sin^2 \beta - \sin^2 \beta')]} \quad (9)$$

Für den Fall, daß

$$\beta + \beta' < \gamma \quad (5)$$

ist, gilt

$$R = \frac{r}{2} \sigma_m \left[\cos \varphi \left(\beta - \varphi + 90^\circ + \frac{1}{2} \sin 2\beta + \frac{1}{2} \sin 2\varphi \right) + \sin \varphi (\sin^2 \beta - \cos^2 \varphi) \right]. \quad (10)$$

Daraus ermittelt sich die Maximalspannung zu

$$\sigma_m = \frac{2R}{r [\cos \varphi (\beta - \varphi + 90^\circ + \frac{1}{2} \sin 2\beta + \frac{1}{2} \sin 2\varphi) + \sin \varphi (\sin^2 \beta - \cos^2 \varphi)]}. \quad (11)$$

Bei sehr kleinem $\sphericalangle \beta$ kann

$$\varphi > \beta \quad (12)$$

werden. Dann zeigt die Richtung von r_φ über den Rand des Gelenkes hinaus. In diesen Fällen würde das „Spannungsmaximum“ außerhalb des Gelenks im „leeren Raum“ liegen, wo reelle Spannungen natürlich nicht auftreten können. Die maximale wirklich in Erscheinung tretende Spannung liegt dann an dem der Gelenkresultierenden R nächstgelegenen Rand der Gelenkfläche.

Es gelten grundsätzlich die Bedingungen

1. daß die Summe aller Spannungen $\int_{\alpha=\beta}^{\alpha=\beta'} \sigma \cdot d\alpha$ der Größe der Gelenkresultierenden R das Gleichgewicht halten muß, und

2. daß die Gesamtspannungen zu beiden Seiten der Gelenkresultierenden R gleich groß sein müssen:

$$\int_{\alpha=0}^{\alpha=\beta} \sigma \cdot d\alpha = \int_{\alpha=0}^{\alpha=\beta'} \sigma \cdot d\alpha. \quad (13)$$

Daraus läßt sich entnehmen, daß die Spannungen insgesamt um so größer werden müssen, je näher die Gelenkresultierende R dem Rand des Gelenks rückt und daß wegen (13) insbesondere die Spannung unmittelbar am Rand sehr schnell auf außerordentlich hohe Werte ansteigt.

Es sei der Vollständigkeit wegen noch erwähnt, daß eine Verschiebungstendenz des Gelenkkopfes gegenüber der Pfanne in der Richtung von $V = r_\varphi$ besteht. Dies führt zu einer Trennung der Gelenkflächen, wenn

$$\varphi > 90^\circ \quad (14)$$

ist, d. h. sobald die Gelenkresultierende über den Pfannenrand hinauswandert.

Wenn die Beugebewegung im Ellenbogengelenk ausschließlich durch einen Unterarmmuskel ausgeführt wird, der am Oberarm in der Nähe des Ellenbogengelenks entspringt und weit distal am Unterarm ansetzt, etwa dem *M. brachioradialis* vergleichbar, so werden die Beanspruchungsverhältnisse für die Gelenkknorpel umgekehrt. Jetzt ändert sich die Verlaufsrichtung des Muskels M während des Bewegungsablaufs (bei feststehendem Oberarm!) sehr erheblich. Dadurch erhält auch die aus M und P resultierende Kraft R in jeder Beugestellung eine andere Richtung zum Humerus und wandert daher auf dessen Gelenkrolle über eine wesentliche Strecke. Dagegen verschiebt sich ihr Durchstoßpunkt durch die ulnare Gelenkfläche um keinen nennenswerten Betrag.

In diesem Fall treten zwar keine exzessiven Beanspruchungen des Gelenkknorpels der Humerusrolle auf, weil die Resultierende R niemals in unmittelbarer Nähe eines Randes der Gelenkfläche gelangt, dennoch ist auch diese Lösung der Muskelbesetzung des Ellenbogengelenks keineswegs ideal. In einer früheren Arbeit (PAUWELS 1948) war gezeigt worden, daß bei einer Fixierung des gebeugten Ellenbogengelenks allein durch den *M. brachioradialis* wegen seines sehr nahe am Gelenk gelegenen Ansatzes eine außerordentlich hohe Biegebeanspruchung des Humerus auftreten würde. Andererseits ergibt eine ausschließliche Fixierung

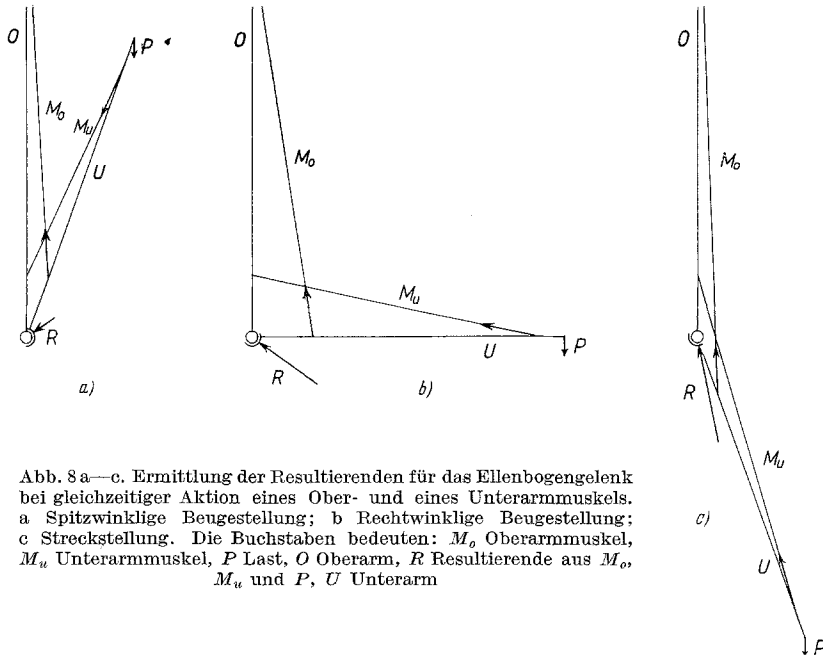


Abb. 8 a—c. Ermittlung der Resultierenden für das Ellenbogengelenk bei gleichzeitiger Aktion eines Ober- und eines Unterarmmuskels. a) Spitzwinklige Beugstellung; b) Rechtwinklige Beugstellung; c) Streckstellung. Die Buchstaben bedeuten: M_o Oberarmmuskel, M_u Unterarmmuskel, P Last, O Oberarm, R Resultierende aus M_o , M_u und P , U Unterarm

etwa durch den *M. brachialis* zwar eine gute Zuggurtung für den Humerus, dafür aber eine entsprechend größere Biegebeanspruchung für den Unterarm. In der oben zitierten Untersuchung wurde schließlich nachgewiesen, daß die günstigste Lösung in einer „Doppelbesetzung“ des Ellenbogengelenks durch mindestens je einen Oberarmmuskel (vom Typ des *M. brachialis*) und einen Unterarmmuskel (*M. brachioradialis*) besteht.

Werden nun in dem beschriebenen Modellbeispiel für die Beugebewegung gleichzeitig ein „Oberarmmuskel“ und ein „Unterarmmuskel“ eingesetzt, so ist der Winkel zwischen den beiden Extremlagen der resultierenden Druckkraft nur halb so groß wie der Winkel des Bewegungsausschlags des Ellenbogengelenks (vgl. Abb. 8).

Infolgedessen wandert der Durchstoßpunkt der Druckkraft nur mehr über den mittleren Teil der Unterarmgelenkfläche (*Incisura trochlearis ulnae*) und bleibt in allen Stellungen weit entfernt vom Rand des Gelenkknorpels. Abb. 9 zeigt stark schematisiert eine Gegenüberstellung der Beanspruchung einer „Gelenkpfanne“ (zusammengefaßte Unterarmgelenkfläche) bei Ausführung der

Beugebewegung allein durch einen „Oberarmmuskel“ im oben definierten Sinne (Abb. 9a) und bei Doppelbesetzung des Gelenks mit je einem „Oberarm-“ und „Unterarmmuskel“ (Abb. 9c). Im ersteren Fall sind die extremen Spannungsspitzen am Pfannenrand in den beiden Endstellungen des Gelenks sehr eindrucksvoll zu sehen, während im zweiten Fall (Abb. 9c) das Spannungsmaximum auch

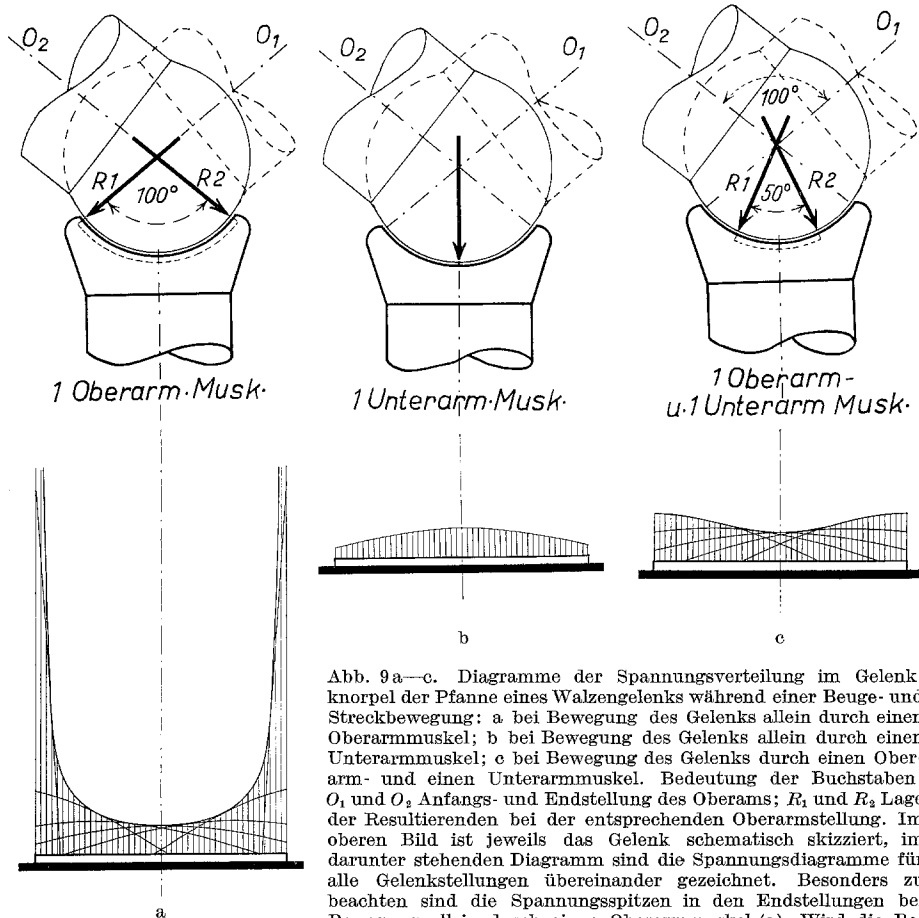


Abb. 9a—c. Diagramme der Spannungsverteilung im Gelenkknorpel der Pfanne eines Walzengelenks während einer Beuge- und Streckbewegung: a bei Bewegung des Gelenks allein durch einen Oberarmmuskel; b bei Bewegung des Gelenks allein durch einen Unterarmmuskel; c bei Bewegung des Gelenks durch einen Oberarm- und einen Unterarmmuskel. Bedeutung der Buchstaben: O_1 und O_2 Anfangs- und Endstellung des Oberarms; R_1 und R_2 Lage der Resultierenden bei der entsprechenden Oberarmstellung. Im oberen Bild ist jeweils das Gelenk schematisch skizziert, im darunter stehenden Diagramm sind die Spannungsdiagramme für alle Gelenkstellungen übereinander gezeichnet. Besonders zu beachten sind die Spannungsspitzen in den Endstellungen bei Bewegung allein durch einen Oberarmmuskel (a). Wird die Bewegung allein durch einen Unterarmmuskel ausgeführt (b), so verschiebt sich die Resultierende (Pfeil) in bezug auf die Pfanne praktisch nicht; die Spannungsverteilung in der Pfanne ist in allen Gelenkstellungen gleich (siehe darunter stehendes Diagramm). Weitere Erklärungen im Text (S. 652)

wegung allein durch einen Unterarmmuskel ausgeführt (b), so verschiebt sich die Resultierende (Pfeil) in bezug auf die Pfanne praktisch nicht; die Spannungsverteilung in der Pfanne ist in allen Gelenkstellungen gleich (siehe darunter stehendes Diagramm). Weitere Erklärungen im Text (S. 652)

in den Extremstellungen kaum über dem Mittelwert liegt und in nur wenig veränderlicher Größe über den gesamten Gelenkknorpel hinwegwandert.

Nachdem hiermit am sehr stark vereinfachten Gelenkmodell die Grundprinzipien der Beanspruchung der Gelenkflächen eines Scharniergelenks während der Beuge- und Streckbewegung dargestellt wurden, ist nun festzustellen, inwieweit diese Ergebnisse tatsächlich auf das menschliche Ellenbogengelenk übertragen werden dürfen.

Das bisher verwandte Modell weicht in zwei Punkten erheblich vom Ellenbogengelenk ab:

1. Die Halte- und Bewegungsfunktion obliegt wesentlich mehr als nur zwei Muskeln.

2. Das Ellenbogengelenk ist komplizierter zusammengesetzt als das Modell, da mit dem Humerus zwei verschiedene Gelenkflächen, die Fovea capitis radii und die Incisura trochlearis ulnae, artikulieren.

Zunächst sollen die Konsequenzen untersucht werden, die sich aus der Tatsache ergeben, daß eine Vielzahl von Muskeln auf das Ellenbogengelenk einwirkt.

Hierbei sind für die Beugebewegung bzw. Fixierung des Gelenks gegenüber einer streckenden Last alle Muskeln zu berücksichtigen, die das Gelenk auf der Beugeseite überbrücken; sie sind in der Tabelle Spalte 1 zusammengestellt.

Die physiologischen Querschnitte dieser Muskeln werden den Tabellen von R. FICK (1911) entnommen, die nach den Messungen von GROHMANN und R. FICK zusammengestellt sind (l. c., p. 319ff); sie sind in Spalte 3 der Tabelle aufgeführt. Um einen Ansatz für die Berechnung zu erhalten, wurde vorausgesetzt, daß die tatsächliche Kraftenfaltung aller Muskeln etwa den gleichen Prozentsatz ihrer Maximalkraft ausmacht; mit anderen Worten: die Einzelkräfte der Muskeln beteiligen sich an der gesamten aufzubringenden Kraft im Verhältnis der physiologischen Querschnitte, jener Portionen, die über das Ellenbogengelenk hinwegziehen (vgl. Tabelle, Spalte 2).

Tabelle.

Zusammenstellung der bei der Untersuchung berücksichtigten Beugemuskeln des Ellenbogengelenks

In Spalte 2 ist jeweils der Anteil des Muskels angegeben, der über das Ellenbogengelenk hinwegzieht. Die Angaben der Spalte 3 sind größtenteils R. FICK (1910) entnommen.

1. Muskeln	2. Anteil des Ursprungs am Oberarm	3. Physiologi- scher Quer- schnitt cm ²	4. Kraft am Ellenbogen- gelenk %
<i>I. Oberarmmuskeln</i>			
1. M. biceps brachii caput longum	1	3,33	100
2. M. biceps brachii caput breve .	1	3,22	100
3. M. brachialis	1	6,40	100
<i>II. Unterarmmuskeln</i>			
4. M. brachioradialis	1	1,86	100
5. M. pronator teres	$\frac{2}{3}$	3,24	59
6. M. flexor carpi radialis	1	2,16	100
7. M. flexor carpi ulnaris	$\frac{1}{2}$	5,00	50
8. M. palmaris longus	1	0,93	100
9. M. flexor digitorum superficialis	$\frac{1}{2}$	10,70	50
10. M. extensor carpi radialis longus	1	3,14	100
11. M. extensor carpi radialis brevis	$\frac{2}{3}$	2,22	67
12. M. extensor carpi ulnaris	$\frac{1}{2}$	5,30	50

Praktisch wurde dabei so vorgegangen, daß die Kraftentfaltung jedes Muskels zu 100% angesetzt wurde. Da die meisten Muskeln von der Richtung der Ober- bzw. Unterarmachse nicht wesentlich abweichen, konnte die dem Querschnitt entsprechende Kraft mit voller Größe eingesetzt werden. Nicht zu vernachlässigen war allerdings die Abweichung des Verlaufs des M. pronator teres von der Richtung der Unterarmachse. Bei ihm wurde daher nur die Kraftkomponente berücksichtigt, die in die Bewegungsebene des Unterarms fällt, das ist 88% der wahren Größe seiner Resultante.

Die aus diesen Überlegungen sich ergebenden Zahlen, mit denen die Querschnittswerte der Muskeln zu multiplizieren sind, finden sich in Spalte 4 der Tabelle.

Die Hebelarmlänge der Muskeln wurden nach dem von BRAUNE und FISCHER (1889) angegebenen Verfahren unmittelbar aus den Verkürzungen der Muskeln bei der Beugebewegung bestimmt.

Nach BRAUNE und FISCHER ist

$$M = P \cdot q \cdot \frac{dV}{d\omega}. \quad (15)$$

In dieser Formel bedeuten: M = das Rotationsmoment des Muskels; P = die Muskelkraft pro cm^2 Querschnitt; q = den Muskelquerschnitt in cm^2 ; ω = den Beugungswinkel; V = die bei der Beugung um den Winkel eingetretene Verkürzung ($\frac{dV}{d\omega}$ ist der entsprechende Differentialquotient).

Wenn P und q gleich 1 gesetzt werden, ist M mit dem gesuchten Hebelarm des Muskels identisch.

Für die von BRAUNE und FISCHER nicht untersuchten Muskeln wurden die Resultanten jeweils als identisch mit der Verbindungslinie der Mittelpunkte von Ursprungs- und Ansatzfläche angenommen.

BRAUNE und FISCHER (1889) gehen bei der Berechnung von der maximalen Streckstellung des Ellenbogengelenks aus, in der Ober- und Unterarmachse miteinander einen Winkel von 174° bilden (R. FICK, 1910). Sie bezeichnen diese Stellung als „ 0° Beugung“ und berechnen nun die Muskelmomente für Beugestellungen von je 5 zu 5° . Wir wollen jedoch weiterhin in dieser Untersuchung ausschließlich mit dem wahren Winkel zwischen Ober- und Unterarm operieren. Um die von BRAUNE und FISCHER ermittelten Werte benutzen zu können, wurden auch unserer Berechnung die von ihnen untersuchten Stellungen zugrunde gelegt. Das bringt es u. a. mit sich, daß statt einer rechtwinkligen Beugstellung des Ellenbogengelenks die sehr ähnliche Winkelstellung von 89° gewählt werden mußte.

Diese Stellung des Armes in einer Beugung von 89° wurde als Ausgangsstellung für unsere Untersuchungen genommen. Ferner wurden die beiden Endstellungen bei Winkeln von 174° (maximale Streckung) bzw. 44° (maximale Beugung), sowie eine mittlere Streckstellung von 154° untersucht. Die letztere Stellung wurde gewählt, weil sich aus der Ermittlung der Rotationsmomente durch BRAUNE und FISCHER ergeben hatte, daß bei dieser Grenzstellung eben noch keine Muskelresultante durch Anlegen an die Oberarmrolle als Hypomochlion aus ihrem geradlinigen Verlauf abgelenkt wird.

Die nach der Methode von GROHMANN und R. FICK bestimmten Querschnittswerte geben sicher nur relativ grobe Annäherungen an den wahren physiologischen Querschnitt. Hier ist allerdings zu berücksichtigen, daß gerade die für die Fixierung des Ellenbogengelenks wichtigsten Muskeln, nämlich die *Mm. biceps brachii*, *brachialis* und *brachioradialis* praktisch als parallelfaserig angesehen werden dürfen. Damit ist der physiologische dem anatomischen Querschnitt gleichzusetzen. Außerdem gibt die Bestimmung des physiologischen Querschnitts zwar ein Maß für die absolute Muskelkraft, nicht aber für die Sehnenkraft, die in diesem Zusammenhang allein interessiert. Auf diese Beziehungen soll in einer späteren Veröffentlichung näher eingegangen werden.

Die wenigen Muskeln, für die diese Überlegungen Bedeutung haben, sind ausschließlich Unterarmmuskeln, die kein erhebliches Drehmoment am Ellenbogengelenk entfalten. In erster Linie ist hier an den *M. flexor digitorum superficialis* zu denken, der eine deutliche, von parallelem Faserverlauf unterscheidbare Fiederung besitzt; doch gerade dieser Muskel spielt für die Beanspruchung des Ellenbogengelenks nur eine ganz untergeordnete Rolle.

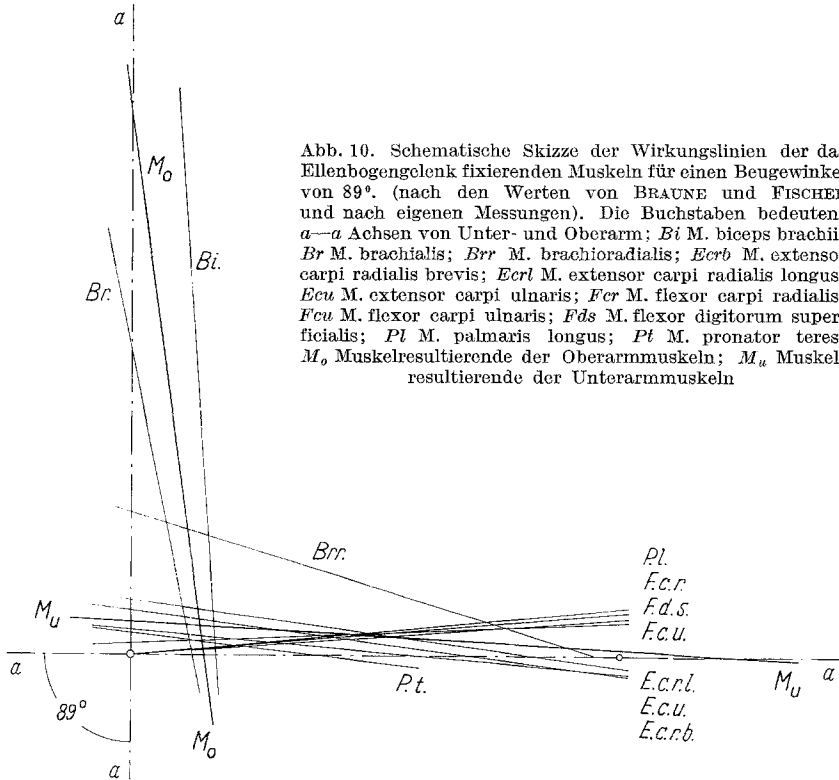


Abb. 10. Schematische Skizze der Wirkungslinien der das Ellenbogengelenk fixierenden Muskeln für einen Beugewinkel von 89°. (nach den Werten von BRAUNE und FISCHER und nach eigenen Messungen). Die Buchstaben bedeuten: *a*—*a* Achsen von Unter- und Oberarm; *Bi.* *M. biceps brachii*; *Br.* *M. brachialis*; *Br.* *M. brachioradialis*; *E.c.r.b.* *M. extensor carpi radialis brevis*; *E.c.r.l.* *M. extensor carpi radialis longus*; *E.c.u.* *M. extensor carpi ulnaris*; *F.c.r.* *M. flexor carpi radialis*; *F.c.u.* *M. flexor carpi ulnaris*; *F.d.s.* *M. flexor digitorum superficialis*; *Pl.* *M. palmaris longus*; *P.t.* *M. pronator teres*; *M_o* Muskelresultierende der Oberarmmuskeln; *M_u* Muskelresultierende der Unterarmmuskeln

Abb. 10 zeigt die Lage der Wirkungslinien der an der Beugung des Ellenbogengelenks beteiligten Muskeln in bezug auf die Bewegungsachse. Ober- und Unterarm bilden miteinander einen Winkel von 89° (vgl. S. 654). Die Muskeln, die in Nähe des Ellenbogengelenks entspringen und einen langen Weg über den Unterarm nehmen, sollen im folgenden kurz *Unterarmmuskeln* genannt werden, die übrigen Muskeln mit einem langen Weg über den Oberarm (*Mm. biceps brachii* und *brachialis*) werden hinfort als *Oberarmmuskeln* bezeichnet. Unter der Voraussetzung, daß die Kraft, mit der die einzelnen Muskeln arbeiten, ihrem physiologischen Querschnitt proportional sei (vgl. S. 653f.), wurden die resultierenden Kräfte der Unterarmmuskeln (*M_u*) und der Oberarmmuskeln (*M_o*) bestimmt. Aus diesen beiden Resultierenden *M_u* und *M_o* ist die Gesamtergebnisse *M* aller Muskelkräfte mit Hilfe eines Kräfteparallelogramms leicht zu ermitteln (Abb. 11). Es wurde nun eine mit der Hand getragene Last von solcher Größe angenommen, daß das Gewicht von Last und Unterarm ein ebenso großes Moment besitzt wie die Gesamtergebnisse *M* der Muskeln. Damit herrscht

am Gelenk Gleichgewicht. Auf das Ellenbogengelenk wirkt demnach die Resultierende R aus Muskelkräften (M) und Gesamtgewicht ($Q = P + S$) (Abb. 11).

Zunächst soll einmal von der — sicher in dieser vereinfachten Formulierung unzutreffenden — Vorstellung ausgegangen werden, daß im Ellenbogengelenk

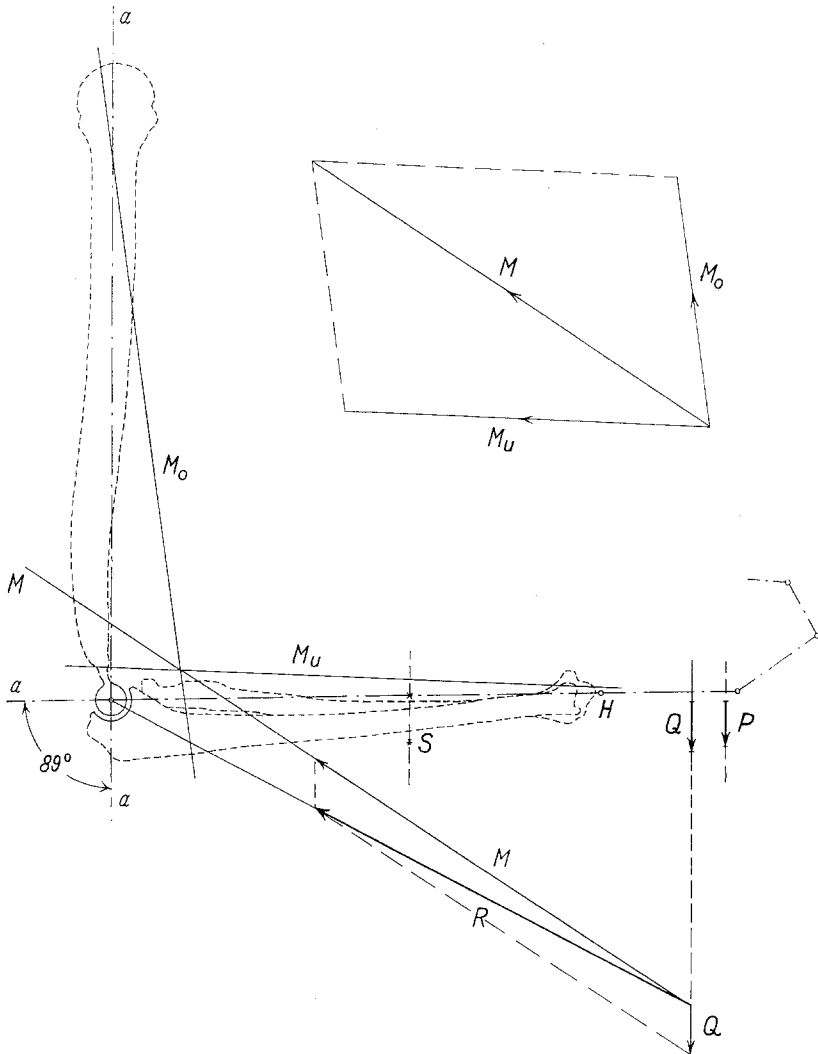


Abb. 11. Ermittlung der auf das Ellenbogengelenk wirkenden resultierenden Druckkraft bei einem Beugewinkel von 89° . Die Buchstaben bedeuten: $a-a$ Achsen von Ober- und Unterarm; H Radio-carpalgelenk; M Gesamtergebnis aller Muskeln; M_o Resultierende der Oberarmmuskeln; M_u Resultierende der Unterarmmuskeln; P mit der Hand getragene Last; Q Summe von P und S , Gesamtlast; S im Schwerpunkt vereinigt Gewichts des Unterarms mit Hand

die gesamte auf den Unterarm einwirkende Kraft ausschließlich von der Ulna auf die Trochlea humeri übertragen würde. Lage, Richtung und Größe der gesamten Gelenkresultierenden R wurden für vier verschiedene Gelenkstellungen (Beugewinkel von 44° , 89° , 154° und 174°) in der oben angegebenen Weise ermittelt. In den Abb. 12a—d ist jeweils die Verteilung der Druckspannungen über die

Gelenkfläche der Ulna als Diagramm eingetragen. Insbesondere bei einer Winkelstellung von 154° ergibt sich eine sehr ungünstige Spannungsverteilung für den

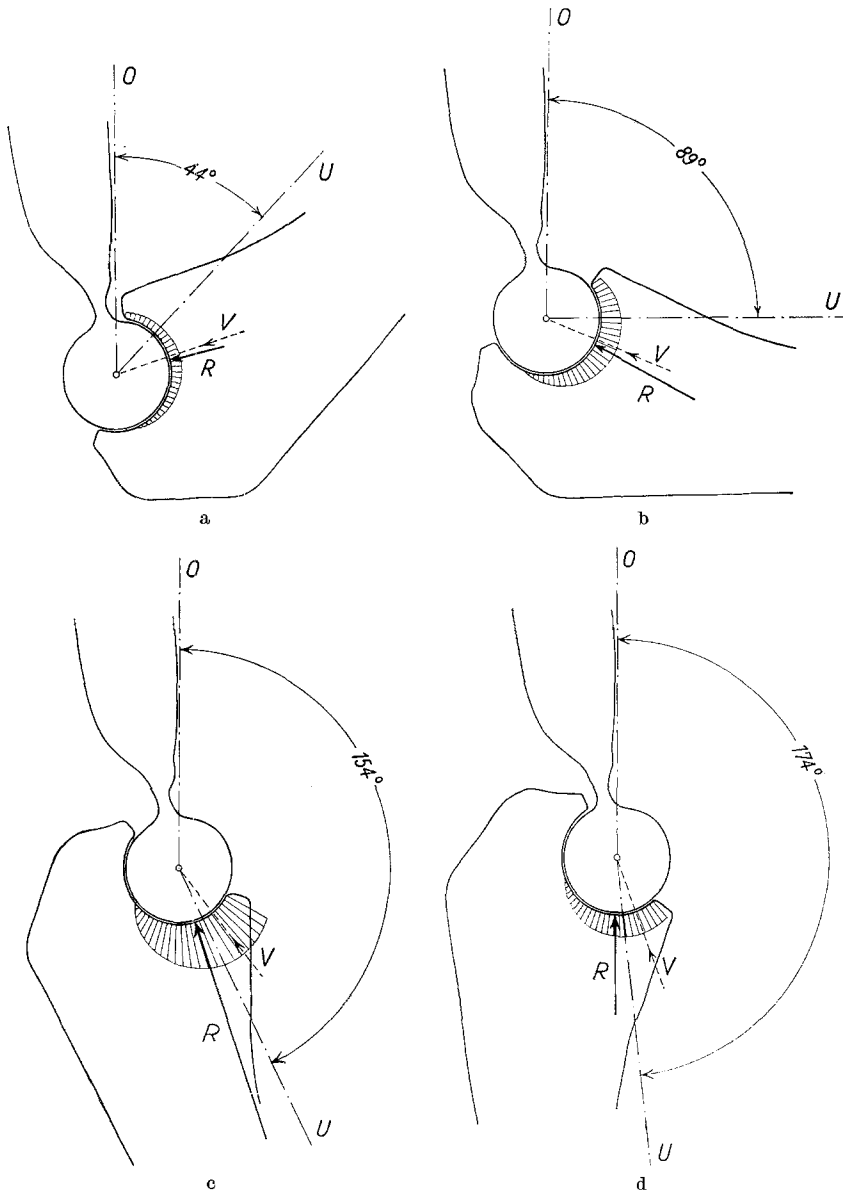


Abb. 12a—d. Ermittlung der Spannungsverteilung im Gelenkknorpel der Ulna unter der Annahme, daß die gesamte auf das Ellenbogengelenk einwirkende resultierende Kraft vom Humeroulnargelenk aufgenommen wird. Die Spannungsdiagramme sind berechnet für Beugewinkel von a 44° , b 89° , c 154° , d 174° . Die Buchstaben bedeuten: O Oberarmachse; R Resultierende aus Gesamtlast und Muskelkräften; U Unterarmachse; V „Verschiebungsrichtung“ (vgl. Abb. 7 u. S. 650)

Gelenkknorpel der Ulna (Abb. 12c), die an sich recht hohen Spannungen steigen nach dem Processus coronoideus noch an. Damit ergibt sich ein Superpositions-bild der gesamten Spannungen im Gelenkknorpel der Ulna während des Ablaufs

einer Streckbewegung (Abb. 13a), in dem die Spannungsgrößen sehr ungleichmäßig verteilt sind. Sie nehmen vom Wert 0 am Olecranon bis zum Proc. coronoideus stetig zu.

In entsprechender Weise wurden die Spannungsdiagramme für den Gelenknorpel der Trochlea humeri superponiert (Abb. 13b). Hier ist die Spannungsverteilung insofern günstiger, als das Maximum etwa in der Mitte der Gelenkfläche liegt. Noch vor den Rändern der Gelenkfläche fallen die Spannungen nach beiden Seiten auf Null ab.

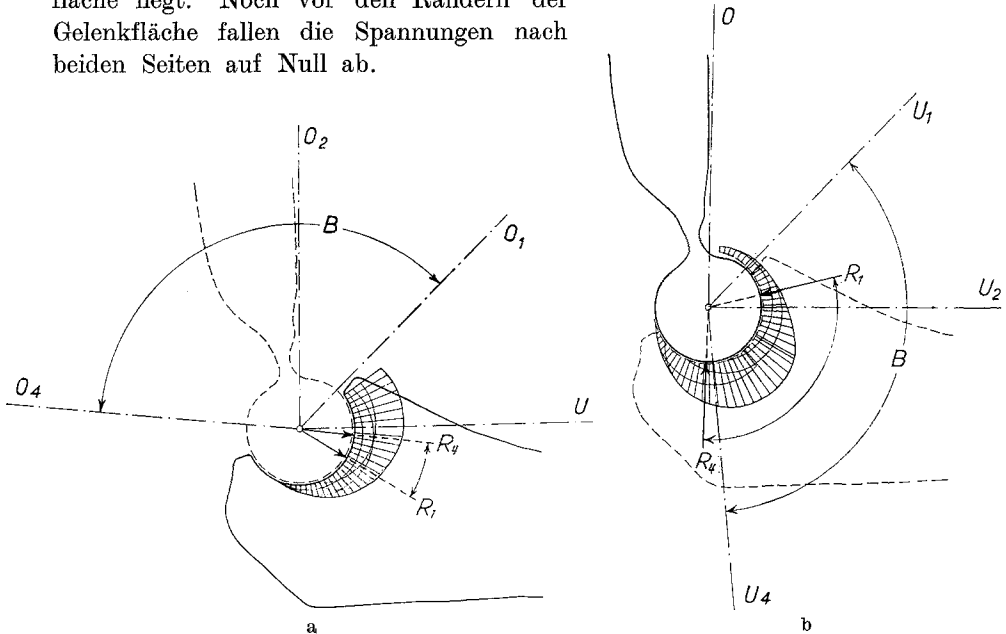


Abb. 13a u. b. Spannungsverteilung in den Gelenknorpeln von *Incisura trochlearis ulnae* und *Trochlea humeri* während des Gesamttablaufs einer Streckbewegung unter der Annahme, daß die auf das Ellenbogengelenk einwirkende Resultierende allein vom Humeroulnargelenk aufgenommen wird. a Superposition der Spannungsdiagramme der Abb. 12a—d. Gesamtspannungsverteilung in der ulnaren Gelenkfläche. b Entsprechende Superposition der Spannungsdiagramme für die *Trochlea humeri*. Die Buchstaben bedeuten: *B* Gesamtausschlag der Oberarm- bzw. Unterarmachse während der Streckbewegung (135°); O_1 — O_4 Lage der Oberarmachse in den Stellungen der Abb. 12a—d; U_1 — U_4 Lage der Unterarmachse bei feststehend gedachtem Oberarm in den Stellungen der Abb. 12a—d; R_1 — R_4 Lage der Resultierenden in den Stellungen der Abb. 12a—d. Die übrigen Bezeichnungen sind die gleichen wie in Abb. 12

Die vorstehend beschriebenen Untersuchungen waren von der Annahme ausgegangen, daß die gesamten am Unterarm angreifenden Kräfte über die Ulna auf den Humerus übertragen würden (s. S. 656). Tatsächlich werden aber im Radiocarpalgelenk zunächst alle auf die Hand einwirkenden Kräfte vom Radius aufgenommen. Dazu gehören in erster Linie Kräfte, die aus mit der Hand getragenen Lasten resultieren, ferner die Kräfte der Hand- und Fingerflexoren, die der Last das Gleichgewicht halten müssen. Von diesen letzteren sind für unsere Betrachtungen nur diejenigen von Interesse, die — ganz oder teilweise — über das Ellenbogengelenk hinwegziehen und vom Humerus entspringen. Außerdem greifen von den Beugern des Ellenbogengelenks die *Mm. biceps brachii* und *brachioradialis* direkt am Radius an.

Die Art der Artikulation zwischen *Caput radii* und *Capitulum humeri* läßt zwischen beiden Knochen nur die Übertragung von Kräften zu, die in der Achse

des Radius wirken. Im allgemeinen verläuft die das Ellenbogengelenk beanspruchende Resultierende schräg von distal dorsal nach proximal volar. Sie kann für das Humero-radialgelenk in eine axiale und eine tangential Komponente zerlegt werden. Mit der ersteren drückt sie die Fovea capitis radii gegen das Capitulum humeri, mit der letzteren (U_r) sucht sie die beiden Gelenkflächen tangential gegeneinander zu verschieben, und zwar würde das Caput radii nach volar weggleiten.

Diese Tangentialkomponente wird vom Ligamentum anulare aufgenommen und auf die Ulna übertragen, deren Incisura trochlearis die Trochlea humeri weit genug umgreift, so daß ein Abgleiten der Gelenkfläche verhindert wird (Abb. 14).

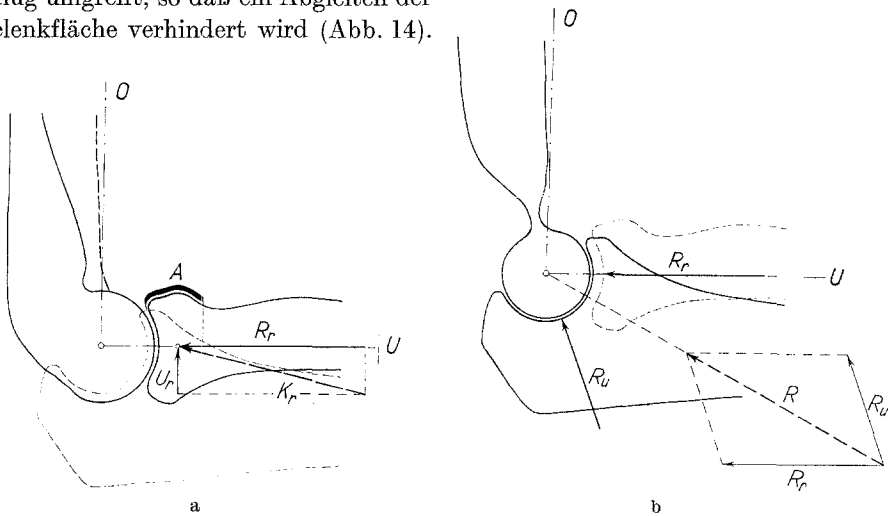


Abb. 14 a u. b. Zerlegung der Resultierenden R in eine Radiuskomponente R_r und eine Ulnakomponente R_u . a Die über den Radius übertragene Kraft K_r wird in eine axiale Komponente R_r und eine Tangentialkomponente U_r zerlegt. Die letztere wird durch das Ligamentum anulare (A) auf die Ulna übertragen. b Die Gesamresultierende R setzt sich aus der Radiuskomponente R_r und der Ulnakomponente R_u zusammen. Nachdem R_r bestimmt wurde (a), ergibt sich R_u aus dem Kräfteparallelogramm

An der Ulna greift direkt nur der *M. brachialis* an, der sie gegen den Humerus zieht. Dazu kommt die vom Radius übertragene Tangentialkomponente. Schließlich könnte noch ein Teil der Axialkomponente des Radius durch Vermittlung der Membrana interossea übernommen werden.

Aus dieser Feststellung ergibt sich, daß die auf das Ellenbogengelenk wirkende Resultierende R in eine radiale Komponente R_r und eine ulnare Komponente R_u zu zerlegen ist, die das Humero-radialgelenk bzw. das Humero-ulnargelenk beanspruchen. Diese beiden Gelenke sollen nun gesondert untersucht werden.

Da beim druckbelasteten Ellenbogengelenk die Fovea capitis radii in engem Kontakt mit dem Capitulum humeri steht und diesem unter Druck anliegt, da ferner Kollagenmaterial bei Zugbeanspruchung eine elastische Verformung erfährt, soll angenommen werden, daß der vom Radius über die Membrana interossea auf die Ulna übertragene Anteil der axialen Kraftkomponente so klein ist, daß er für die weiteren Überlegungen vernachlässigt werden darf.

Praktisch kann mit genügend genauer Näherung so vorgegangen werden, daß die gesamte das Ellenbogengelenk beanspruchende Resultierende R in eine

in der Radiuslängsachse wirkende Komponente R_r und eine ulnare Komponente R_u zerlegt wird, die sich aus der Kraft des *M. brachialis* und der Tangentialkomponente U_r zusammensetzt (Abb. 14). Hierbei ist wahrscheinlich die radiale Komponente R_r zu groß angenommen.

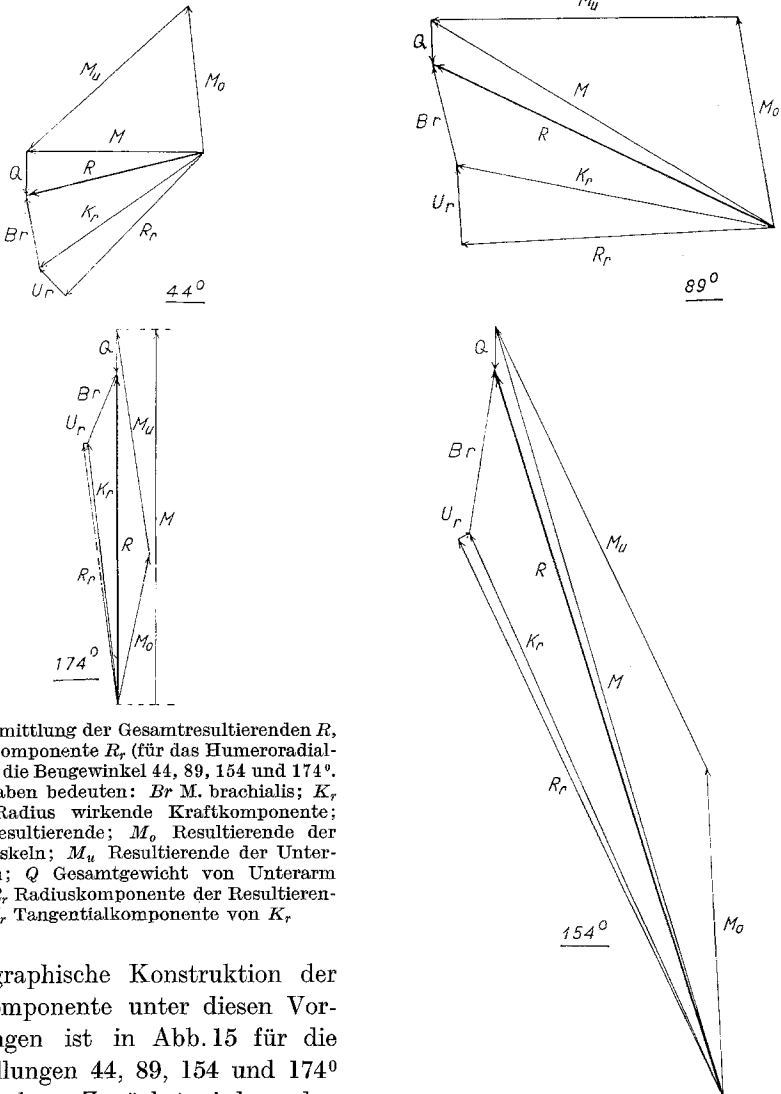


Abb. 15. Ermittlung der Gesamtresultierenden R , sowie der Komponente R_r (für das Humeroradialgelenk); für die Beugewinkel 44, 89, 154 und 174°. Die Buchstaben bedeuten: B_r *M. brachialis*; K_r auf den Radius wirkende Kraftkomponente; M Muskelresultierende; M_o Resultierende der Oberarmmuskeln; M_u Resultierende der Unterarmmuskeln; Q Gesamtgewicht von Unterarm und Last; R_r Radiuskomponente der Resultierenden; U_r Tangentialkomponente von K_r .

Die graphische Konstruktion der Radiuskomponente unter diesen Voraussetzungen ist in Abb.15 für die Beugstellungen 44, 89, 154 und 174° wiedergegeben. Zunächst wird aus den Resultierenden der Unterarmmuskeln (M_u) und der Oberarmmuskeln (M_o) die Gesamtmuskelresultierende (M) zusammengesetzt. Durch Hinzufügen der Gesamtlast (Q) erhält man die Gelenkresultierende R . Vermindert um die Kraft des *M. brachialis* (B_r) ergibt sich der primär auf den Radius entfallende Kraftanteil (K_r), der nun in die Tangentialkomponente (U_r) und die axiale Radiuskomponente (R_r) zerlegt wird.

Aus dem Kräfteparallelogramm mit R und R_r läßt sich jetzt leicht die Ulnarkomponente R_u ermitteln (Abb. 16a—d). Mit ihrer Hilfe kann nun die wahre

Beanspruchung des Humeroulnargelenks errechnet werden (vgl. S. 659). In Abb. 17a—d sind die Diagramme für die Verteilung der Druckspannungen im Gelenkknorpel der Incisura trochlearis ulnae für die Winkelstellungen 44, 89, 154 und 174° wiedergegeben. Die Superposition dieser Diagramme (Abb. 17e)

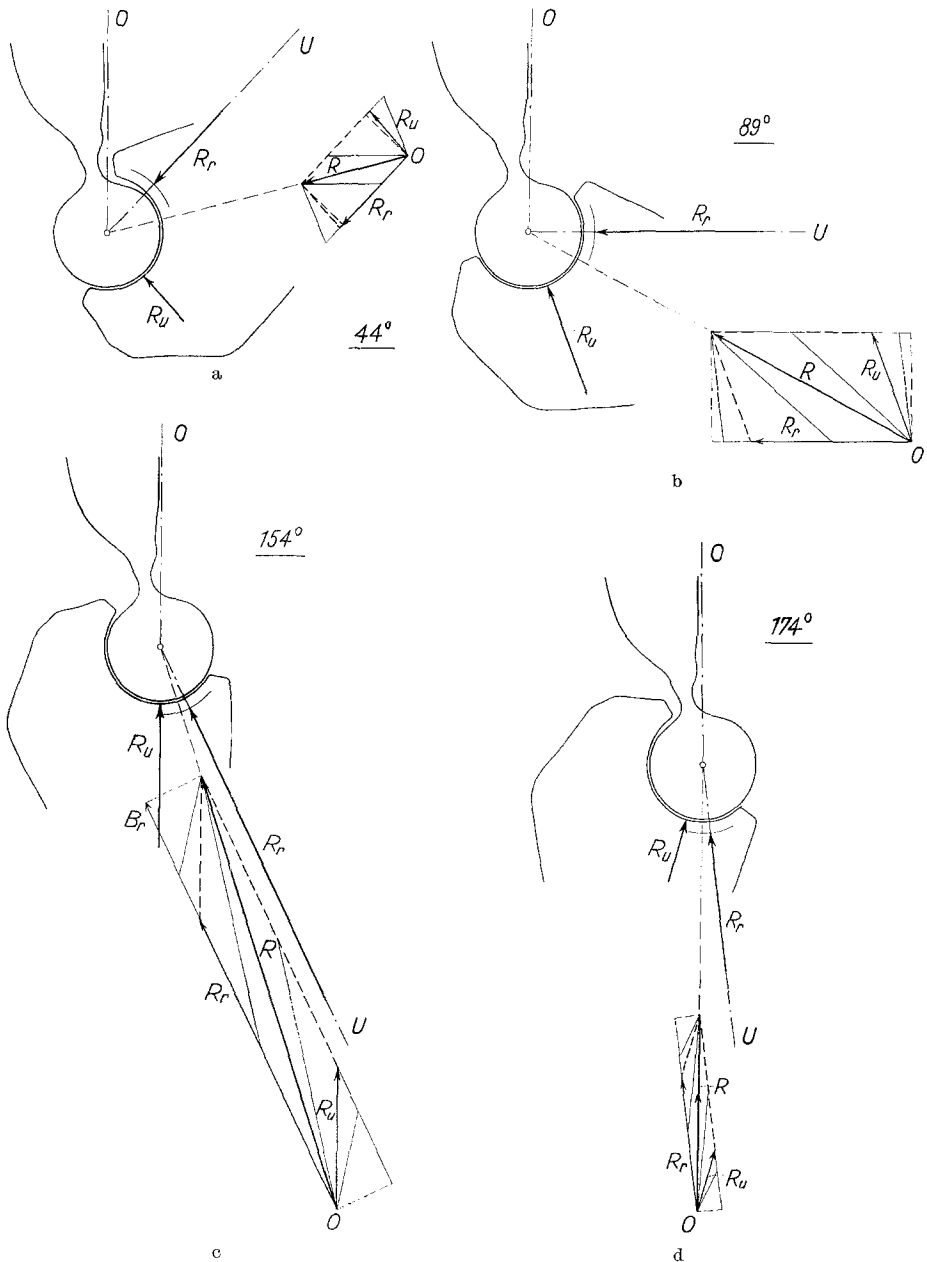


Abb. 16 a—d. Lage, Richtung und Größe der Gesamtresultierenden R , sowie ihrer Radiuskomponente R_r und Ulnakomponente R_u zum Ellenbogengelenk für die Beugewinkel: a 44°, b 89°, c 154°, d 174°. R_u = Ulnakomponente. Die übrigen Buchstabenbezeichnungen sind die gleichen wie in Abb. 15

zeigt nun eine nahezu gleichmäßige Verteilung der Druckspannungen über den Gelenkknorpel der Ulna während einer Streckbewegung des Armes.

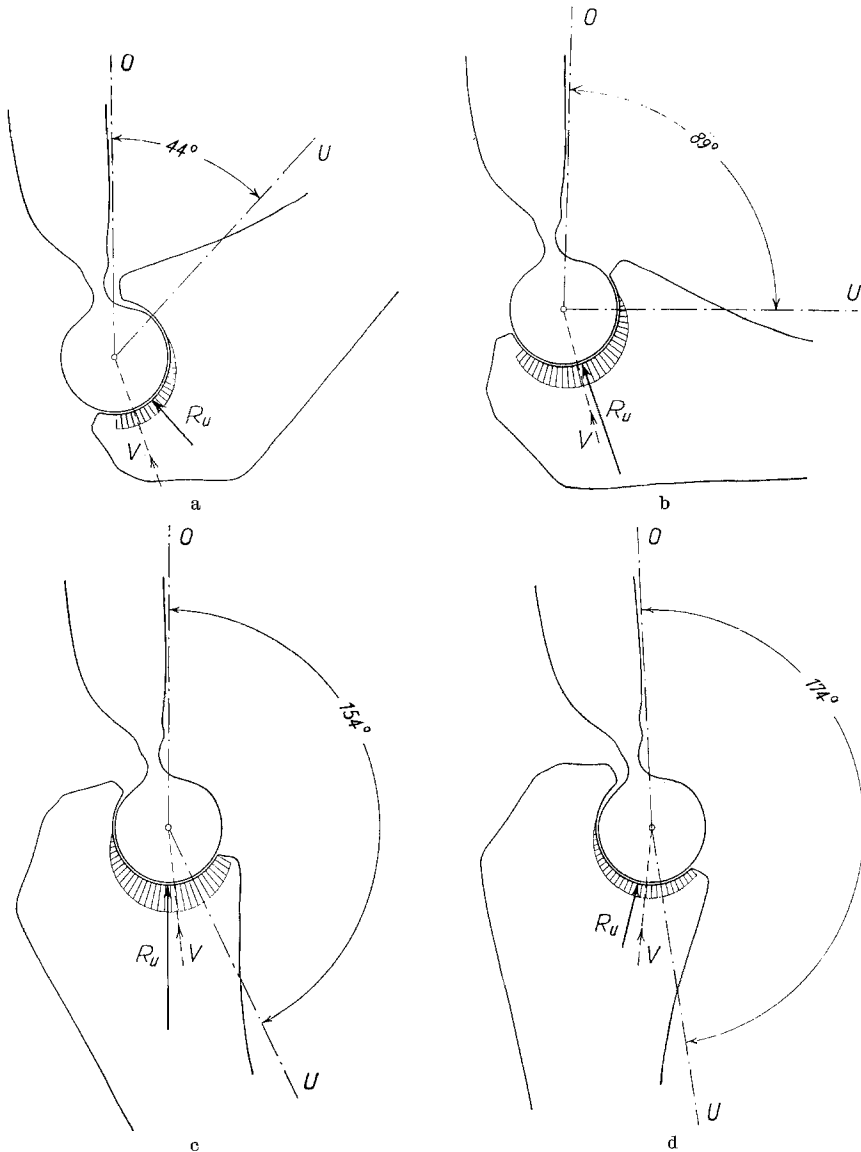
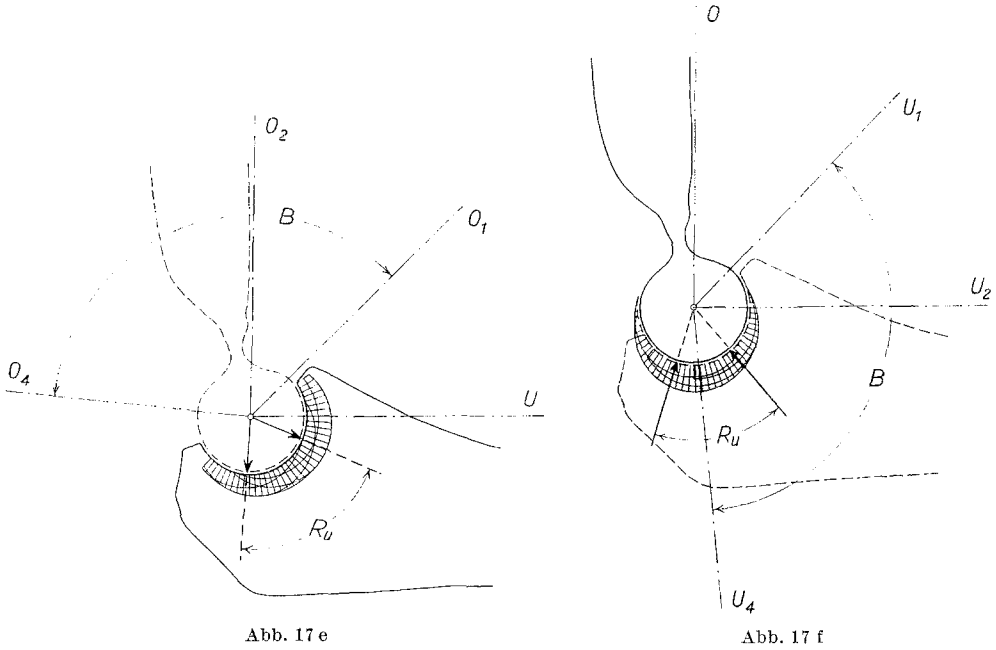


Abb. 17 a—f. Spannungsverteilung in den Gelenkknorpeln des Humeroulnargelenks bei Beanspruchung durch die Ulnakomponente R_u (vgl. Abb. 15 und 16). a—d Spannungsverteilung im Gelenkknorpel der Incisura trochlearis ulnae für die Beugewinkel 44, 89, 154 und 174°; e Superposition der vier Spannungsdiagramme a—d. Die Beanspruchung des Knorpels ist annähernd gleichmäßig; f Superposition der Spannungsdiagramme für den Gelenkknorpel der Trochlea humeri für die gleichen Beugewinkel wie a—d. Die Buchstabenbezeichnungen sind die gleichen wie in Abb. 12 und 13

Die Superposition der entsprechenden Spannungsdiagramme für den Gelenkknorpel der Trochlea humeri zeigt Abb. 17f. Von einem Spannungsmaximum, das etwa in der Mitte der tragenden Fläche gelegen ist, fallen die Spannungen nach volar und dorsal gleichförmig auf Null ab.

Unter den hier angenommenen Bedingungen (vgl. S. 659) ist die Beanspruchung der Fovea capitis radii und des Capitulum humeri erheblich größer, wie die im



gleichen Maßstab gezeichneten superponierten Spannungsdiagramme für den gesamten Ablauf der Streckbewegung zeigen (Abb. 18 a, b). Die Spannungsverteilung ist für die Fovea capitis radii bemerkenswert gleichmäßig (Abb. 18 b). Das Capitulum humeri erfährt dagegen in Streckstellung des Ellenbogengelenks eine erheblich höhere Beanspruchung als in Beugstellung (Abb. 18 a).

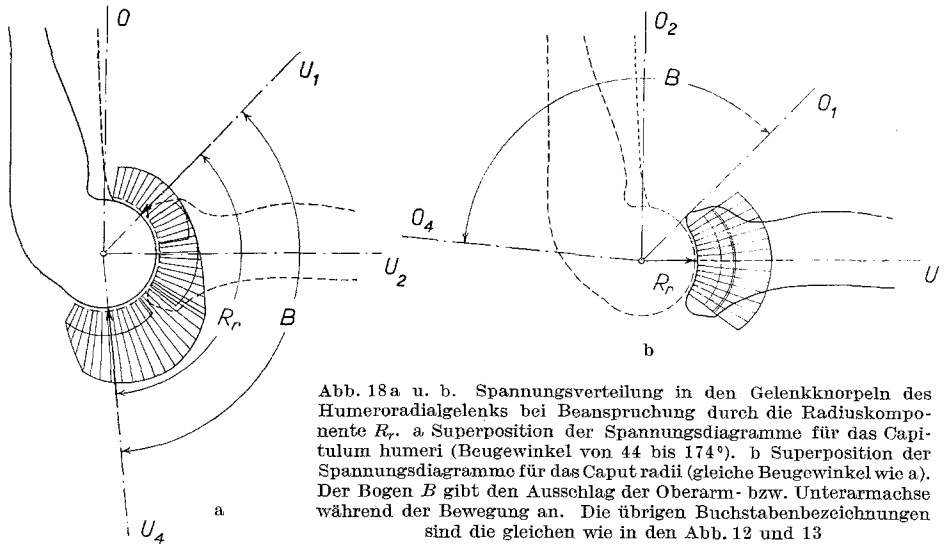
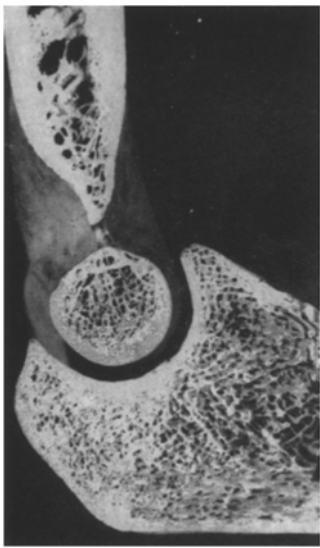


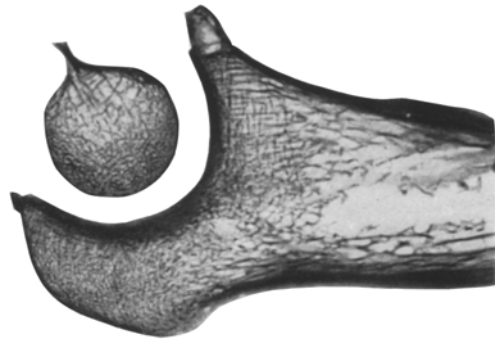
Abb. 18 a u. b. Spannungsverteilung in den Gelenkknorpeln des Humeroradialgelenks bei Beanspruchung durch die Radiuskomponente R_r . a Superposition der Spannungsdiagramme für das Capitulum humeri (Beugewinkel von 44 bis 174°). b Superposition der Spannungsdiagramme für das Caput radii (gleiche Beugewinkel wie a). Der Bogen B gibt den Ausschlag der Oberarm- bzw. Unterarmachse während der Bewegung an. Die übrigen Buchstabenbezeichnungen sind die gleichen wie in den Abb. 12 und 13

Diskussion der Ergebnisse

Diese Ergebnisse zeigen, daß durch das Zusammenwirken mehrerer Muskeln — vor allem mit verschiedener Reichweite — an einem Gelenk nicht nur die Beanspruchung der artikulierenden Skeletelemente herabgesetzt wird (vgl. PAUWELS 1948), sondern daß gleichzeitig die Druckbeanspruchung der Gelenkknorpel in einer sehr zweckmäßigen Weise reguliert wird. Diese Regulation besteht darin, daß während der typischen Gelenkbewegung nacheinander möglichst alle Abschnitte der Gelenkflächen beansprucht und daß insbesondere hohe Spannungsspitzen vermieden werden. Dies trifft nach den hier vorgelegten



a



b

Abb. 19a u. b. Schnitt durch das Humeroulnargelenk etwa in der Mitte der Trochlea humeri. a Sägeschnitt durch ein maceriertes Skeletpräparat. Die Gelenkknorpel fehlen. b Röntgenaufnahme je eines Fournierschnittes durch Ulna und Trochlea humeri. Besonders zu beachten sind die gleichmäßige Knochenverdichtung an der ulnaren Gelenkfläche sowie die halbmondförmige Verdichtung der Spongiosa in der Trochlea humeri (vgl. die Spannungsdiagramme der Abb. 17e und f!)

Untersuchungen in nahezu idealer Weise für beide Gelenkflächen des Humero-ulnargelenks zu. Diese theoretischen Erörterungen werden noch dadurch gestützt, daß in beiden Gelenkkörpern die Dichte des Knochens unter dem Gelenkknorpel offenbar ganz ähnlich verteilt ist wie die Spannungen in den errechneten Diagrammen (Abb. 19). Das wird im Röntgenbild noch besonders deutlich (Abb. 19b). Man kann demnach auch hier geradezu von einem verkörperten Spannungsdiagramm sprechen. Auf diese Zusammenhänge zwischen örtlicher Spannungsgröße und Knochendichte wurde bereits früher am Beispiel des Hüftgelenks hingewiesen (PAUWELS 1955), so daß darauf an dieser Stelle nicht näher eingegangen werden soll.

Es wurde bereits begründet (S. 659), warum eine Kraftübertragung vom Radius über die Membrana interossea auf die Ulna bei den Berechnungen vernachlässigt wurde. Die Spannungsdiagramme für die Gelenkflächen des Humero-radialgelenks zeigen nun im Verhältnis zum Humeroulnargelenk so hohe Werte (Abb. 18), daß hier ganz offensichtlich eine Verminderung der Beanspruchung durch eine Ableitung eines Teils der Kraft auf die Ulna höchst zweckmäßig wäre. Da es sich dabei nur um eine Verminderung der in der Achse des Radius

wirkenden Kraft handeln kann, würde dies an der *Form* der Spannungsdiagramme für Caput radii und Capitulum humeri nichts ändern.

Auch die Beanspruchung der Trochlea humeri würde davon nur wenig betroffen. Lediglich die Beanspruchung des Gelenkknorpels der Incisura trochlearis ulnae könnte dadurch in geringem Maße ungünstig beeinflusst werden, indem die Spannungen in der Streckstellung des Gelenks nach dem Processus coronoideus etwas ansteigen.

Da es außerordentlich unwahrscheinlich ist, daß diese Übertragung der Axialkomponente vom Radius auf die Ulna zu 100% oder auch nur annähernd in dieser Größenordnung erfolgt, kann die Veränderung des Spannungsdiagramms für die Ulna nicht sehr erheblich sein.

Diese Überlegungen zeigen, daß die Ergebnisse dieser biomechanischen Analyse des Ellenbogengelenks zumindest den Anspruch auf qualitative Gültigkeit erheben dürfen. Die *Größe* der Beanspruchung wird ohnehin bei verschiedenen Individuen und in verschiedenen Situationen unterschiedlich sein.

Aus dieser Untersuchung geht ferner hervor, welche Bedeutung die Membrana interossea für eine Entlastung des Humeroradialgelenks haben kann. Genaue Messungen dieser Kraftübertragung wären für eine quantitative Analyse der Beanspruchung des Ellenbogengelenks von größtem Wert.

Zusammenfassung

Die vorliegende biomechanische Untersuchung des Ellenbogengelenks analysiert die Spannungsverteilung in den Gelenkflächen der artikulierenden Elemente. Eine grundsätzliche Betrachtung über die Kräfte, die den Gelenkschluß bewirken, wird vorausgeschickt. Die wichtigsten Ergebnisse sind:

1. Der Luftdruck kann nicht zum Zustandekommen des intraartikulären Drucks beitragen. Er kann zwar einer gewaltsamen Distraction der Gelenkflächen Widerstand leisten, preßt jedoch die Gelenkflächen nicht gegeneinander.
2. Die an den artikulierenden Skeletelementen angreifenden Muskeln halten immer eine Gegenkraft (antagonistischer Muskel, Gewicht eines Körperteils) im Gleichgewicht. Sie dürfen daher nie absolut, sondern immer nur in Zusammenhang mit dieser Gegenkraft in Rechnung gesetzt werden.
3. Die Resultierende aus Muskelkraft und Gegenkraft (Gewicht) muß aus Gleichgewichtsgründen stets durch den Momentandrehpunkt des Gelenks verlaufen.
4. Ein Gelenk wird stets durch diese Resultierende beansprucht, sofern nicht die Wirkungslinie des Gewichts den Momentandrehpunkt schneidet. In diesem letzteren Fall wäre zur Erhaltung des Gleichgewichts keine Muskelkraft nötig.
5. Die Resultierende aus Muskelkraft und Gegenkraft drückt *stets* die artikulierenden Flächen gegeneinander. Sie erzeugt den Gelenkdruck.
6. Die Verteilung der Druckspannungen im Gelenkknorpel ist von der Lage des Durchstoßpunktes der Gelenkresultierenden durch die Gelenkfläche abhängig. Trifft die Resultierende die Gelenkfläche zentral oder nahezu zentral so sind die Spannungen annähernd gleichmäßig, vom Zentrum nach den Rändern leicht abfallend, verteilt. Liegt die Resultierende dagegen näher an einem Rand der Gelenkfläche, so steigen die Spannungen zu diesem Rand hin an, weil die tragende Fläche gesetzmäßig kleiner wird. Bei Lage der Resultierenden in unmittelbarer Randnähe können außerordentlich hohe Spannungsspitzen auftreten.

7. Wird das Ellenbogengelenk allein durch einen Oberarmmuskel (*M. brachialis*) bewegt, so verändert die Resultierende aus Muskelkraft und Gewicht des Unterarms ihre Lage und Richtung in Bezug auf die Gelenkfläche des Oberarms kaum, sie wandert dagegen am Unterarm fast von einem Rand der Gelenkfläche zum gegenüberliegenden. In den Endstellungen müssen daher sehr hohe und schädliche Spannungen an den Rändern der Gelenkfläche des Unterarms auftreten.

8. Bei Ausführung der Bewegung allein durch einen Unterarmmuskel (*M. brachioradialis*) ist das Verhältnis umgekehrt.

9. Eine ideale Lösung wird in einer Doppelbesetzung des Ellenbogengelenks durch mindestens je einen Ober- und einen Unterarmmuskel gesehen. Die Resultierende wandert während der Bewegung auf beiden Gelenkflächen über einen mittleren Bereich. So wird für beide Gelenkknorpel eine schädliche Dauerbeanspruchung stets der gleichen Stelle vermeiden und die Spannungen verteilen sich über die Gelenkflächen annähernd gleichmäßig. Spannungsspitzen treten in den Endstellungen nicht auf.

10. Die für die Herstellung des Gleichgewichts am Ellenbogengelenk maßgeblichen Muskeln wurden in einer Tabelle zusammengestellt. Sofern ihre Momente nicht von BRAUNE und FISCHER (1889) mitgeteilt sind, wurden sie neu bestimmt. Es wurde angenommen, daß die Muskeln sich an der gesamten aufzuwendenden Kraft je proportional ihrem physiologischen Querschnitt beteiligen. Die physiologischen Querschnitte wurden nach den Angaben von R. FICK (1911) eingesetzt.

11. Alle Muskelkräfte werden zu einer Muskelresultierenden zusammengesetzt. Diese soll dem Gewicht des Unterarms zusätzlich einer mit der Hand getragenen Last das Gleichgewicht halten.

12. Wenn die gesamte auf das Ellenbogengelenk wirkende resultierende Kraft aus Muskelresultierender und Gesamtlast von der *Incisura trochlearis ulnae* auf die *Trochlea humeri* übertragen würde, so wäre die Spannungsverteilung während einer Streckbewegung von 44 bis 174° für den Gelenkknorpel der Ulna nicht optimal. In Streckstellung würde ein erheblicher Spannungsanstieg nach dem *Processus coronoideus* auftreten.

13. Die Zerlegung der Gelenkresultierenden in eine ulnare Komponente, die im *Humeroulnargelenk* übertragen wird, und eine radiale Komponente, die auf das *Humeroradialgelenk* wirkt, wird erörtert. Dabei wird von der Feststellung ausgegangen, daß im *Humeroradialgelenk* nur eine in der Achse des Radius wirkende Kraft übertragen werden kann. Eine mögliche Übertragung eines Teils dieser axialen Kraft durch die *Membrana interossea* auf die Ulna wird mit Begründung außer acht gelassen.

14. Unter Berücksichtigung dieser Zerlegung der Gelenkresultierenden erfährt das *Humeroulnargelenk* eine für die Gelenkknorpel von Ulna und Humerus optimale Beanspruchung. Auch die Verteilung der Spannungen im Knorpel der *Fovea capitis radii* ist sehr günstig, lediglich für das *Capitulum humeri* resultiert in Streckstellung ein Spannungsanstieg.

15. Die Bedeutung der *Membrana interossea* im Sinne einer Entlastung des *Humeroradialgelenks* wird diskutiert.

16. Die Dichteverteilung des Knochenmaterials an der *Trochlea humeri* und *Incisura trochlearis ulnae* wird als Bestätigung für die qualitative Richtigkeit der ermittelten Spannungsdiagramme angeführt.

Literatur

- BRAUNE, W., u. O. FISCHER: Die Rotationsmomente der Beugemuskeln am Ellenbogengelenk des Menschen. Abh. kgl. sächs. Ges. Wiss., math-phys. Kl. **15**, No 3 242 (1889).
- FICK, R.: Handbuch der Anatomie und Mechanik der Gelenke. Bd. 2: Allgemeine Gelenk- und Muskelmechanik; Bd. 3: Spezielle Gelenk- und Muskelmechanik. Jena: Gustav Fischer 1910 u. 1911.
- PAUWELS, F.: Die Bedeutung der Bauprinzipien des Stütz- und Bewegungsapparates für die Beanspruchung der Röhrenknochen. 1. Beitrag zur funktionellen Anatomie und kausalen Morphologie des Stützapparates. Z. Anat. Entwickl.-Gesch. **114**, 129 (1948).
- Über die Verteilung der Spongiosadichte im coxalen Femurende und ihre Bedeutung für die Lehre vom funktionellen Bau des Knochens. 7. Beitrag zur funktionellen Anatomie etc. Morph. Jb. **95**, 35 (1955).
- STRASSER, H.: Lehrbuch der Muskel- und Gelenkmechanik. 1. Allgemeiner Teil. 2. Spezieller Teil. Berlin: Springer 1908 u. 1913.

Prof. Dr. F. PAUWELS,
51 Aachen, Boxgraben 56