

*Physiologisches Institut der Universität Graz
(Vorstand: Prof. Dr. Thomas Kenner)*

**Das Kraft-Dehnungs-Verhalten von Rattenkarotiden
in Längsrichtung bei verschiedenem Innendruck
und seine modellmäßige Deutung*)**

**Length-force relation of rat-carotid artery
at different transmural pression.
Experiments and models**

H. W. Weizsäcker und K. Pascale

Mit 5 Abbildungen

(Eingegangen am 25. Juni 1977)

Summary

The relation between force and extension in longitudinal direction as a function of the internal pressure was examined in isolated carotid arteries of rats using a device for testing the stress-strain relation of fibers (Vibro-dyn).

In the region of small longitudinal extensions the longitudinal force is decreased by raising the internal pressure. The longitudinal force is increased as a function of the internal pressure in the region of high longitudinal extensions.

This behaviour can be explained by a model of the arterial wall which takes into account the spiral structure of the fibers. We could find a good qualitative agreement between this model and our experiments. It can be concluded that the histological structure plays an important role in determining the elastic behaviour of the arterial wall.

Die Gefäße des arteriellen Systems sind einem mittleren Druck von ca. 100 mm Hg und Druckamplituden von 40 bis 60 mm Hg ausgesetzt; sie sind *in vivo* vorgedehnt und verkürzen sich daher bei Entnahme (7).

Innendruck und Vordehnung rufen in den Gefäßen mechanische Spannungen hervor, die vom Wandmaterial und seinen Strukturen aufgefangen werden müssen. Biologische Gewebe sind, ihrem Aufbau und ihrer Funktion entsprechend, äußerst komplexe, strukturierte und hochorganisierte Systeme. Vom mechanischen Standpunkt aus gesehen handelt es sich um anisotrope, inhomogene, mehrphasige, viskoelastische Materialien, die nicht dem Hooke'schen Gesetz folgen und schon bei physiologisch auftretenden Spannungen beträchtliche Verformungen erleiden (9).

Zusammenfassende Untersuchungen über die Kontinuumsmechanik und Rheologie von Blutgefäßen wurden in letzter Zeit von Kenner (5),

*) Unterstützt vom Österreichischen Forschungsförderungsfonds der gewerblichen Wirtschaft.

Wetterer und Kenner (10), Bergel (2), Patel und Vaishnav (6), Cox (4) und Tanaka und Fung (8) veröffentlicht. Arterienwände besitzen eine ausgeprägte, zylindersymmetrische Histostruktur, die nicht nur vom funktionellen, sondern auch vom rein mechanischen Standpunkt aus gesehen für das Verhalten dieser Gewebe von großer Bedeutung ist (1). Bereits Bramwell (3) hat 1925 auf die netzförmige Struktur der Gefäßwände hingewiesen und sie für die Unterschiede im Kraft-Dehnungs-Verhalten zu homogenen Stoffen wie Gummi verantwortlich gemacht. Eine erste quantitative Beschreibung des Verlaufes und die Gleichgewichtsbedingungen der Faserzüge in der Arterienwand wurden 1966 von Kenner gegeben (5), der zugleich auch eine Brücke zwischen Kontinuumsmechanik und Histostruktur schlug, indem er mit Hilfe eines Modells die bei Gefäßwänden auftretende „Querdilatation“ erklärte.

Patel und Vaishnav zeigten (6), daß Blutgefäße sich dank ihrer symmetrischen Struktur krummlinig orthotrop verhalten. Das heißt, daß Spannungen in Richtung der Zylinderkoordinaten nur Verlängerungen in diesen Richtungen verursachen, ohne daß gleichzeitig Scherungen auftreten. Innendruckänderungen im Gefäß bewirken somit keine Verdrillung um die Achse der Arterie selbst; zugleich genügen 9 „differentielle“ Materialkonstanten, um die mechanischen Eigenschaften dieser Gewebe vollständig zu beschreiben. Bergel (1) hat schließlich Einzelheiten der Druck-Radius-Beziehung von Femoralarterien mit den Eigenschaften und der Anordnung der elastischen und kollagenen Fasern in der Gefäßwand korreliert.

Bei den folgenden Untersuchungen wurde die in der Literatur (10) mehrmals angeschnittene Frage aufgegriffen, ob sich Arterien bei Drucksteigerung in Längsrichtung ausdehnen oder verkürzen. Nach Beantwortung dieser Frage für Karotiden wurde der Versuch unternommen, die erhaltenen Befunde mit Hilfe eines einfachen Histomodells zu deuten.

Methoden

Zur Untersuchung des Zugkraft-Dehnungs-Verhaltens von Blutgefäßen bei verschiedenem Innendruck wurde das in Abbildung 1 skizzierte elektronische Prüfgerät verwendet (Vibro-dyn, Fa. Paar, Graz). Das ursprünglich für Textilfaseruntersuchungen entwickelte und käufliche Gerät wurde für den speziellen Versuchsbedarf von uns modifiziert (Abb. 1).

Die Versuche wurden an 8 männlichen Wistar-Ratten (300–400 g Körpergewicht) durchgeführt. In Äthernarkose wird die Arteria carotis freigelegt und ein ca. 10 mm langes Stück entnommen. Dieses wird zwischen den beiden Klemmen Kl eingespannt. Die obere Klemme hängt frei an einem Kraftmeßfühler K; die untere wird über ein Spindelgetriebe Sp in vertikaler Richtung mit konstanter Geschwindigkeit bewegt; diese Bewegung wird von einem Wegmeßfühler erfaßt. Die Klemmbacken werden durch sichelförmige Blattfedern zusammengepreßt und können durch eine seitlich angebrachte elektromagnetische Vorrichtung geöffnet werden (im Bild links).

Als Anfangsabstand der beiden Einspannstellen wurde 10 mm gewählt. Mit Hilfe einer eingebauten Mikrometeranordnung kann die jeweils erwünschte Dehnungsamplitude stufenlos eingestellt werden; bei Erreichen dieser schaltet sich der Antriebsmotor der Spindel automatisch aus. Die maximale Dehnungsamplitude beträgt 30 mm. Die Dehnungsgeschwindigkeit ist von 1 bis 40 mm/min stufenlos einstellbar; ebenso kann die Empfindlichkeit des Kraftmeßfüh-

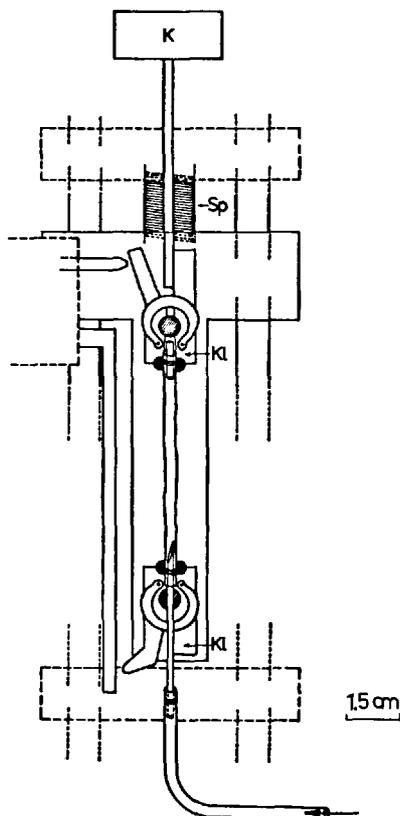


Abb. 1. Schematische Darstellung der Versuchsanordnung.

lers variiert werden: sie betrug bei den Versuchen an Rattenkarotiden 0,1 V/pond. Zur Aufnahme von Kraft-Dehnungs-Diagrammen bei verschiedenem transmuralen Druck wird die Arterie am unteren Ende kanüliert und über eine Druckmeßzelle mit einer Infusionspumpe verbunden. Um das notwendige Milieu für das biologische Gewebe zu gewährleisten, taucht man dieses zusammen mit der Einspanneinrichtung in eine mit Nährlösung gefüllte Kuvette, welche an einen Thermostat angeschlossen ist.

Die Zusammensetzung der Tyrode-Lösung war bei den Versuchen folgende: Na^+ 144,0 mM/l, K^+ 4,0 mM/l, Ca^{++} 1,6 mM/l, Mg^{++} 1,0 mM/l, Cl^- 140,9 mM/l, HCO_3^- 11,9 mM/l, H_2PO_4^- 0,36 mM/l, Glucose 1,0 g/l; sie wurde mit Oxymix (95% O_2 , 5% CO_2) durchperlt.

Die Temperatur der Nährlösung wurde auf einem konstanten Wert von 37 °C gehalten.

Versuchsergebnisse

Abbildung 2 zeigt als Beispiel das Resultat von Zugversuchen, die an einer Rattenkarotis durchgeführt wurden.

In dem Diagramm (b) ist auf der Abszisse die Längsdehnung, auf der Ordinate die Längskraft aufgetragen; Parameter der Kurvenschar ist der

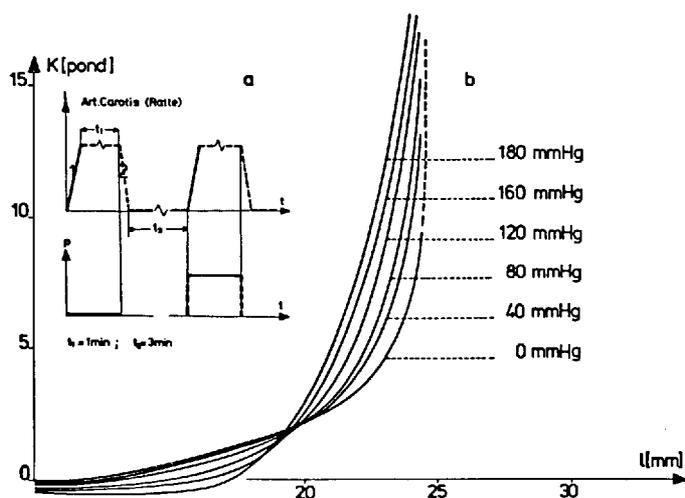


Abb. 2. Zugkraft-Dehnungs-Verhalten einer Rattenkarotis bei verschiedenem Innendruck.

transmurale Druck. Das Teilbild (a) zeigt den im Experiment gewählten zeitlichen Verlauf der Beanspruchung des Gefäßes: die Dehnungsgeschwindigkeit betrug 42 mm/min; zwischen zwei aufeinanderfolgenden Dehnungszyklen wurde jeweils eine Beruhigungspause von 3 Minuten eingelegt.

Das auffallendste Merkmal dieser Kurvenschar ist, daß sich die zu verschiedenen Innendrücken gehörenden Diagramme in einem relativ eng begrenzten Bereich schneiden. Dies bedeutet, daß bei geringer Längsdehnung ($l < 20$ mm) die transmurale Drucksteigerung eine Abnahme der Längskraft zur Folge hat, während bei großen Werten von l ($l > 20$ mm) eine Erhöhung des transmuralen Druckes eine Zunahme der Längsspannung bewirkt. Im Bereich um $l = 20$ mm, in dem sich die Kurven schneiden, lassen Schwankungen des Innendruckes den Betrag der Längskraft nahezu unverändert.

Vergleichsversuche an Schläuchen aus homogenem Material, wie z. B. Latex, haben gezeigt, daß eine Erhöhung des Innendruckes bei jeder Vordehnung von einer (meist geringen) Abnahme der Längskraft begleitet wird; die Kraft-Dehnungs-Kurven weisen in diesem letzten Fall keinen Schnittpunkt auf.

Interpretation der Versuchsergebnisse

Der im vorigen Abschnitt erwähnte Unterschied im Dehnungsverhalten von Gummischläuchen und Blutgefäßen legt die Vermutung nahe, daß das in Abbildung 2 geschilderte Verhalten auf die Struktureigenschaften der Arterienwand zurückzuführen ist.

Der histologische Aufbau der verschiedenen Schichten in den Arterien ist komplex und in Einzelheiten von Gefäß zu Gefäß verschieden; als immer wiederkehrendes Bauprinzip beobachtet man jedoch eine spiral-

förmige Anordnung der Fasern in der Wand. Diese Tatsache bildet den Ausgangspunkt für das im folgenden geschilderte Modell eines Blutgefäßes.

Dabei handelt es sich um eine Vereinfachung des Versuchsobjektes, die zu einer ersten Interpretation der in Abbildung 2 gezeigten Befunde führen soll.

Bei diesem Modell besteht die Rohrwand aus Paare von Fasern, die in Form von zueinander gegenläufigen Schraubenlinien angeordnet sind.

Für die Berechnung werden folgende Annahmen gemacht:

1. Die Fasern des Netzes seien unendlich dünn.
2. Sie seien an den Orten, in denen sie sich kreuzen, verknüpft. Diese Knoten sollen sich wie reibungslose Gelenke verhalten.
3. Die Fasern sollen der Biegung und Drillung keinen Widerstand entgegensetzen.
4. Sie sollen sich im Medium, in dem sie eingebettet sind, frei, also ohne Reibung bewegen können, wobei dieses Medium der Bewegung und Verformung der Fasern keinen Widerstand leistet.
5. Die endliche Dicke der Rohrwand soll nicht berücksichtigt werden.
6. Die im Experiment auftretenden unvermeidbaren „Endeffekte“ an den Einspannstellen seien im Modellversuch vernachlässigt.

Auf die Wand eines zylindrischen Rohres übt der Innendruck folgende Kräfte aus:

$$K_1 = r l * p; K_2 = \pi r^2 p + K \quad [1]$$

r : Radius des Rohres

l : Länge des Rohres

p : transmuraler Druck

Unter Voraussetzung der oben genannten Struktur bilden zwei gegenläufige Fasern karoförmige Netzelemente.

Sollen sich die an diesem Element wirkenden Kräfte im Gleichgewicht befinden, so muß:

$$K_1 : K_2 = 2\pi r : l \quad [2]$$

sein (Abb. 3).

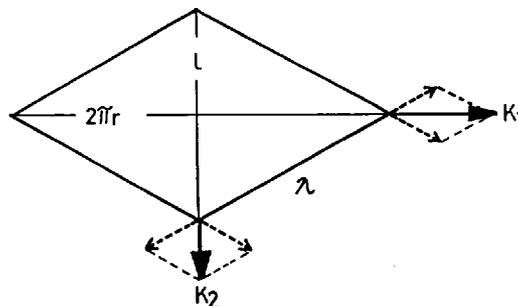


Abb. 3. Zur Ableitung der Gleichungen; siehe Text.

Einsetzen von Gl. [2] in Gl. [1] ergibt die Gleichgewichtsbedingung:

$$K + \pi r^2 p - \frac{pl^2}{2\pi} = 0, \quad [3]$$

wobei K die einwirkende Längskraft ist und l die Ganghöhe der Schraubenlinie.

($l = l^*$; $n =$ Anzahl der Windungen im untersuchten Schlauch.)

Nach Pythagoras gilt für ein Karo der Seitenlänge λ :

$$\frac{l^2}{4} + \pi^2 r^2 = \lambda^2 \quad [4]$$

Gl. [4] in Gl. [3] eingesetzt ergibt die gesuchte Kraft-Dehnungs-Beziehung:

$$K = p \left(\frac{3}{4\pi} l^2 - \frac{\lambda^2}{\pi} \right). \quad [5]$$

Sind die Fasern undeformierbar ($\lambda = \pi r_0$), so ergibt sich aus [5] unmittelbar der in Abbildung 4 dargestellte Kraft-Längen-Verlauf, welcher der experimentell aufgenommenen Kurvenschar von Abbildung 2 entspricht.

Sind die Fasern dehnbar, so werden die Seiten des Rhombus von Abbildung 3 bei einer Verformung des Schlauches einer Drehstreckung unterworfen.

Berücksichtigt man, daß:

$$\frac{lp}{2\pi} = \frac{K_\lambda}{\lambda}$$

ist, so erhält man aus Gl. [4] und [5] eine allgemeine Kraft-Dehnungs-Beziehung:

$$\frac{lp}{2\pi} = \sqrt{\frac{3}{4} l^2 - \frac{\pi K}{p}} - K_\lambda = 0. \quad [6]$$

Offen bleibt noch die Wahl eines geeigneten Kraftgesetzes für die Einzelfaser, also einer adäquaten Funktion $K_\lambda = K_\lambda(\lambda)$. Als Anhaltspunkt

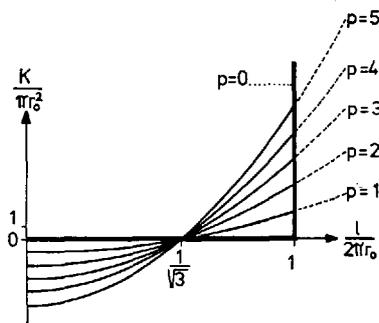


Abb. 4. Kraft-Länge-Druck-Beziehung des Schlauchmodells unter der Annahme, daß die Fasern undeformierbar sind.

für die Aufstellung dieser Funktion kann die experimentell aufgenommene K-l-Kurve für $p = 0$ dienen (siehe Abb. 2). Innerhalb der Gültigkeitsgrenzen der gemachten vereinfachenden Annahmen muß diese Kurve qualitativ das Kraft-Dehnungs-Verhalten der Fasern selbst widerspiegeln.

Nimmt man hierzu als einfachen Ansatz:

$$K_\lambda = k \left(a \left(\frac{\lambda}{\lambda_0} - 1 \right) - 1 \right), \quad [7]$$

wobei k ein Dimensionsfaktor ist, so erhält man die gesuchte K-l-Beziehung in impliziter Darstellung:

$$\frac{lp}{2\pi} \sqrt{\frac{3}{4} l^2 - \frac{\pi K}{p}} - ka \left(\frac{\sqrt{\frac{3}{4} l^2 - \frac{\pi K}{p}}}{\lambda_0} - 1 \right) + 1 = 0. \quad [8]$$

Abbildung 5 veranschaulicht graphisch den Inhalt dieser Gleichung.

Diskussion der Ergebnisse

Vergleicht man die beiden Diagramme von Abbildung 4 und Abbildung 5 mit dem experimentellen Befund von Abbildung 2, so kann man

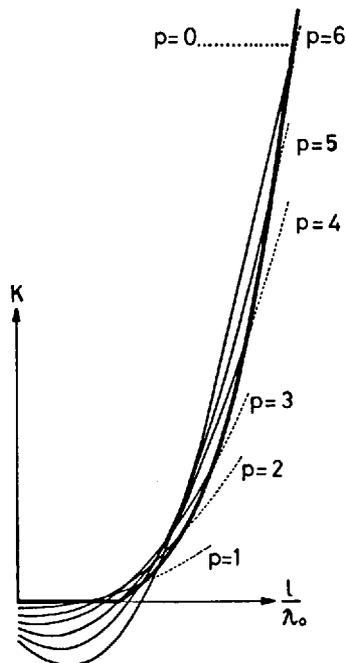


Abb. 5. Kraft-Länge-Druck-Beziehung des Schlauchmodells unter der Annahme, daß die Fasern ein Dehnungsverhalten gem. Gl. [7] haben.

unter Berücksichtigung der vereinfachenden Annahmen eine qualitative Übereinstimmung feststellen. Insbesondere geben beide Modelle die Tatsache wieder, daß sich die K-l-Kurven schneiden.

Aus dem Vergleich zwischen Modell und Experiment kann daher der Schluß gezogen werden, daß die Histostruktur der Arterienwand eine wesentliche Rolle beim Dehnungsverhalten spielt. Die Grenzen der modellmäßigen Darstellung des Ergebnisses von Abbildung 2 zeigen sich erwartungsgemäß bei kleinen und großen Werten von l : negative Werte von K bedeuten, daß das eingespannte Gefäß (Abb. 1) gegen den Kraftmeßfühler (K) einen Druck statt einen Zug ausübt. Dieser Druck kann im Experiment nur in einem Bruchteil zur Wirkung kommen, da sich der Schlauch bei dieser „Stauchung“ (durch unvermeidbare Asymmetrien) durchbiegt, also „seitlich ausweicht“.

Auch läßt sich natürlich das Blutgefäß nicht in Längsrichtung so weit zusammenpressen, daß der Anstiegswinkel der Fasern ≈ 0 wird (von den dann wirksamen „Endeffekten“ ganz abgesehen). Die negativen, theoretisch berechneten K -Werte bei kleinem l werden daher stets dem Betrag nach größer sein als die experimentell gemessenen (da letztere durch den obengenannten Effekt stets zu kleineren Werten hin gefälscht sind). Ähnliche Überlegungen gelten für den l -Bereich, in dem die Kurven, die zu den verschiedenen p -Werten gehören, in die Kurve $p = 0$ einmünden. An diesen Stellen erfahren die theoretischen Kurven einen Knick, der experimentell nicht festzustellen ist.

Diese Mündungspunkte stellen die Schlauchlängen dar, bei denen $r = 0$ wird, der Druck also nicht mehr ausreicht, um das Gefäß gegen die Wandspannung offenzuhalten.

Für noch größere Längen liegen die Fasern parallel, der Schlauch schrumpft zu einem unendlich dünnen Faden zusammen.

Etwas problematischer erscheint ein Vergleich zwischen experimentellen und theoretischen Ergebnissen, was die Anordnung der Intersektionspunkte betrifft.

Verlängert man in Abbildung 2 die $p = 0$ Kurve (vgl. gestrichelter Kurventrakt), so gibt es zwei Bereiche, in denen die Kurven für $p \neq 0$ jene, bei der $p = 0$ ist, treffen:

Der erste liegt bei $l \approx 20$ mm: für steigende p schneiden die Kurven jene von $p = 0$ in Punkten, deren Abszissen immer näher dem Ursprung liegen.

Der zweite Bereich liegt bei $l \approx 25$ mm, wo die Kurven in jene von $p = 0$ „einmünden“ (genauer gesagt sich dieser asymptotisch nähern): für wachsende p liegen die Mündungsstellen immer abszissenferner.

Im berechneten Diagramm (insbes. Abb. 5) ist demgegenüber ein Unterschied festzustellen. Zwar gibt es auch hier die zwei Bereiche, in denen sich die Kurven treffen; im ersten ist jedoch die Anordnung der Schnittpunkte der experimentell gefundenen entgegengesetzt: für steigende Drücke nimmt der Abszissenwert der Schnittpunkte zu. Um die Ursache dieser Unterschiede aufzuklären, wird es notwendig sein, weitere experimentelle Resultate heranzuziehen, um das Modell erweitern zu können.

Zusammenfassung

Mit Hilfe eines Prüfgerätes zur Untersuchung des Dehnungsverhaltens von Fasern (Vibrodyn) wurde das Verhalten der Längskraft von Rattenkarotiden als Funktion des Innendruckes und der Längsachse untersucht.

Die Experimente zeigen, daß die Kraft im Bereich kleiner Längsdehnungen bei Steigerung des Innendruckes abnimmt, während sie bei großer Vordehnung zunimmt.

Dieser Sachverhalt kann aufgrund des Vergleichs mit einem Modell auf die spiralförmige Anordnung der Fasern in der Arterienwand zurückgeführt werden. Dabei wurde die unter den verschiedenen Versuchsbedingungen an den Fasern wirkenden Kräfte berechnet und entsprechende Gleichgewichtsbedingungen aufgestellt. Die Übereinstimmung zwischen dem experimentellen Befund und dem am Modell berechneten Kraft-Dehnungsverlauf ist recht gut: sie zeigt, daß die elastomechanischen Eigenschaften der Gefäßwände sehr wesentlich von der Histostruktur abhängen.

Literatur

1. *Benninghoff, A.*: Blutgefäße und Herz. In: Handbuch der mikroskopischen Anatomie, Bd. VI/1 (Berlin 1930).
2. *Bergel, D. H.*: The Properties of Blood Vessels, S. 105–139 in Biomechanics. Its Foundation and Objectives, ed. by Y. C. Fung, N. Perrone, M. Anliker (1972).
3. *Bramwell, J. C.*: Change in Form of Pulsewave in Course of Transmission. Heart 12, 23 (1925).
4. *Cox, R. H.*: Anisotropic Properties of the Canine Carotid Artery in vitro. J. Biomech. 8, 293–300 (1975).
5. *Kenner, Th.*: Neue Gesichtspunkte und Experimente zur Beschreibung und Fassung der Arterienelastizität. Arch. Kreislaufforsch. 54, 68–131 (1967).
6. *Patel, J. D., R. N. Vaishnav*: The Rheology of large Blood Vessels. In: Cardiovascular Fluid Dynamics, ed. by D. H. Bergel, Vol. 2 London 1972).
7. *Simon, E., W. W. Meyer*: Das Volumen, die Volumendehnbarkeit und die Druck-Längen-Beziehungen des gesamten aortalen Windkessels in Abhängigkeit von Alter, Hochdruck und Arteriosklerose. Klin. Wschr. 36, 424–432 (1958).
8. *Tanaka, T. T., Y. C. Fung*: Elastic and Inelastic Properties of the Canine Aorta and their Variation along the Aortic Tree. J. Biomech. 7, 357–370 (1974).
9. *Weizsäcker, H. W.*: Zwei Geräte zur Untersuchung der rheologischen Eigenschaften biologischer Gewebe in vitro. Dissertation (Graz 1974).
10. *Wetterer, E., Th. Kenner*: Grundlagen der Dynamik des Arterienpulses (Berlin-Heidelberg-New York 1968).

Anschrift der Verfasser:

Dr. H. W. Weizsäcker und Dr. K. Pascale, Physiologisches Institut der Universität Graz, Harrachgasse 21, A-8010 Graz