

Aus dem Pathologischen Institut der Universität Marburg a. d. Lahn
(Direktor: Prof. Dr. P. GEDIGK)

**Vergleichende mikrometrische Untersuchungen
an den entfalteten und retrahierten muskulären Arterien
der oberen und unteren Extremität**

Von

D. KLINGELHÖFER und W. W. MEYER

Mit 4 Textabbildungen

(Eingegangen am 27. Januar 1962)

I. Einleitung

Trotz des umfangreichen Zahlenmaterials, das in den vergangenen 100 Jahren über die Weite und Wandstärke arterieller Gefäße des Menschen sowie über ihre altersgebundenen Abwandlungen gesammelt wurde, bleiben unsere Kenntnisse über die tatsächlichen intravitalen Dimensionen der arteriellen Gefäße und somit über die Proportionen des Arterienrohres noch lückenhaft. Dies beruht darauf, daß die entsprechenden Messungen nahezu ausschließlich an postmortal zusammengefallenen Arterien vorgenommen wurden (SCHIELE-WIEGANDT, F.W. BENEKE, KANI, RÖSSLER, LINZBACH, HIERONYMI), die für die Feststellung intravital bestehender Abmessungen des Gefäßrohres wenig geeignet erscheinen. Die vom Innendruck entlasteten Arterien ziehen sich nach dem Tode infolge ihrer Retraktilität zusammen. Dadurch wird ihre Lichtung im Vergleich zu dem intravitalen Zustand enger, ihre Wand entsprechend dicker. Darüber hinaus erfahren die aus dem Körper entnommenen Arterien eine Verkürzung, die eine weitere, zusätzliche Wandverdickung und Lumeneinengung zur Folge hat. Da in den jüngeren Altersstufen die Arterienwand ein recht hohes Maß von Retraktilität besitzt, weichen die Abmessungen der dem Körper entnommenen Arterienrohre von ihren intravitalen Dimensionen im jüngeren Alter besonders stark ab. Die sich daraus ergebenden Fehlerquellen blieben aber bei der Auswertung der mikrometrischen Untersuchungen bis jetzt unberücksichtigt. Es erschien uns daher berechtigt, *vergleichende mikrometrische Messungen* an den postmortal zusammengefallenen, unvorbehandelt fixierten und den durch einen bestimmten Innendruck annähernd auf ihre intravitalen Dimensionen entfalteten und in diesem Zustand fixierten Arterien vorzunehmen.

Unsere Messungen führten wir an drei muskulären Extremitätenarterien, an der *A. femoralis*, *A. brachialis* und *A. radialis* aus, wobei die Arterien der *rechten* Körperseite in entfaltetem, die der *linken* Körperseite in postmortal zusammengefallenen Zustand fixiert und untersucht wurden. Die gewonnenen Meßergebnisse erlaubten uns, die Größe des in Frage stehenden Fehlers in verschiedenen Altersstufen abzuschätzen und die Ergebnisse der früheren, lediglich an den postmortal retrahierten Arterien durchgeführten mikrometrischen Untersuchungen zu korrigieren.

An den entfalteten Arterien ließen sich ferner auch einige Proportionen des Arterienrohres ermitteln und ihre Abwandlungen mit fortschreitendem Alter verfolgen. Die Kenntnis dieser Proportionen erscheint für die Klärung der unterschiedlichen sklerotischen Affektionen der Arm- und Beinarterien von Bedeutung.

II. Material und Untersuchungsmethodik

Die untersuchten Arterien stammten von über 30 männlichen Verstorbenen der III., V. und VII. Lebensdekade. In allen Fällen wurden stets die der Präparation leicht zugänglichen, gerade verlaufenden Arterienstrecken entnommen, und zwar die *A. radialis* am Handgelenk proximal des Proc. styloideus radii, die *A. brachialis* zwischen den Abgängen der *A. profunda brachii* und der *A. collateralis ulnaris superior* und die *A. femoralis* zwischen Lig. inguinale und Abgang der *A. profunda femoris*.

Während die Fixation der Arterien der linken Körperseite ohne weitere Vorbehandlung erfolgte, wurden die der rechten Körperseite entnommenen Arterien durch sorgfältiges Unterbinden sämtlicher Seitenäste abgedichtet. — Noch *in situ* wurde in das proximale Ende der entsprechenden Arterienstrecke eine dem Arterienlumen angepaßte Glaskanüle eingebunden und das distale Ende durch einen gleich starken Glasstab verschlossen. Erst dann erfolgte die Entnahme des Arterienrohres samt den unmittelbar anliegenden Gewebsanteilen. Bei der anschließenden Durchspülung der Arterien mit physiologischer Kochsalzlösung wurden die Seitenäste aufgefunden und, um den Arterienstamm nicht zu raffen, möglichst in einer gewissen Entfernung von dem letzteren abgebunden. Danach setzten wir das Gefäßpräparat dem gewählten Innendruck aus (vgl. S. 532), der durch ein 4%ige Formaldehydlösung enthaltendes Steiggefäß erzeugt wurde. — Die angewandte Methode der Entfaltung und Fixierung der Arterien geht auf die Untersuchungen von MACWILLIAM und MAKIE (1908) und MACCORDICK (1913—1914) zurück.

Da das Abdichten von muskulären Arterien, insbesondere der kleinen Radialis, eine feine und mühevolle Präparation voraussetzte, mußten wir unser Untersuchungsgut auf eine geringere Zahl von Fällen beschränken. Auf jede der untersuchten Lebensdekaden entfielen jedoch mindestens 10 Fälle.

Sämtliche Messungen wurden an 15—20 μ dicken Gefrierschnitten ausgeführt, die ungefärbt in eine dünnflüssige, lauwarme Glycerin-Gelatinelösung eingeschlossen wurden. Durch diese Methodik konnte eine nachträgliche Schrumpfung des Arterienquerschnittes, wie sie bei der Einbettung und Färbung der Arterien eintritt, vermieden werden.

Während wir die Mediadicen mittels eines geeichten Maßokulares bestimmten, entwarfen wir zur Ermittlung der inneren und äußeren Radien (r_a und r_i) mit Hilfe eines Diaprojektors ein 30- bzw. 40fach vergrößertes Abbild von den Gefäßquerschnitten an eine Projektionsfläche und maßen mit einem Zentimeterstab in zwei aufeinander senkrecht stehenden Richtungen den inneren und äußeren Durchmesser des Gefäßes. Der innere Durchmesser war hierbei durch die jeweils gegenüberliegenden inneren Intimagrenzen, der äußere Durchmesser durch die jeweils gegenüberliegenden äußeren Mediaabgrenzungen gegeben. Diese Doppelbestimmungen wurden an einem zweiten Präparat der gleichen Arterie wiederholt. Für die Bestimmung der Arterien-Radien erhielten wir auf diese Weise an jedem Gefäß einen aus acht Einzelmessungen ermittelten Durchschnittswert. Der errechnete Mittelwert wurde als repräsentativ für die jeweilige Arterienstrecke des betreffenden Falles angesehen und für weitere Berechnungen verwendet. — Die Ringflächen ergaben sich aus der Differenz der beiden Kreisflächen $r_a^2\pi$ und $r_i^2\pi$. Da an den teilweise erheblich deformierten Präparaten der retrahierten Arterien Ungenauigkeiten bei der Messung der Radien zu erwarten waren, haben wir bei diesen Arterien auf die Berechnung der Ringflächen an Hand von äußeren und inneren Radien verzichtet und die Flächen planimetrisch ermittelt.

III. Die Wahl des Innendruckes für die Entfaltung und Fixation der muskulären Arterien

Bei der Durchführung der Arbeit ergab sich zunächst die Frage, unter welchem Druck eine muskuläre Arterie ausreichend auf ihre intravitalen Dimensionen

entfaltet wird und welche morphologischen Merkmale als verlässliche Zeichen einer ausreichenden Entfaltung des Arterienrohres gelten können.

Die Wahl des geeigneten Innendruckes für die Entfaltung der muskulären Arterien auf ihre intravitalen Dimensionen ist schwieriger als bei den Arterien des elastischen Typs. Während sich die elastischen Arterien vorwiegend aus einer Zwischensubstanz zusammensetzen, die auch nach dem Tode ihre physikalischen Eigenschaften nur geringfügig ändert, ist die Wand der muskulären Arterien im wesentlichen aus contractilen, cellulären Elementen aufgebaut, die nach dem Tode und nach der Lösung der Totenstarre nur in einem sehr beschränkten Umfang als Belastungsträger der Arterienwand eintreten können. Der elastische Widerstand einer nach dem Tode entfalteten muskulären Arterie wird nicht mehr durch den Tonus ihrer glatten Muskulatur mitbestimmt; er ist nahezu ausschließlich durch die Faserwerke der Zwischensubstanz der Arterienwand gegeben. Es ist daher anzunehmen, daß die muskulären Arterien nach Lösung der Totenstarre ihrer glatten Muskulatur bereits durch einen Innendruck zur Entfaltung gebracht werden können, der unter dem physiologischen Druckbereich liegt. Somit würde die Anwendung von Innendrucken, die den intravitalen Druckbelastungen der Arterienwand gleichkommen, bereits die Gefahr einer Überdehnung der Arterienwand in sich bergen.

Die Wahl eines geeigneten Innendruckes ist noch dadurch erschwert, daß es keine sicheren morphologischen Kriterien gibt, die uns einen den intravitalen Verhältnissen entsprechenden Entfaltungszustand des Arterienrohres anzeigen könnten. So besteht beispielsweise nicht einmal Übereinstimmung darüber, ob die innere elastische Membran, die an den Querschnitten der postmortal zusammengefallenen Arterien gewellt erscheint, auch intravital geschlängelt ist oder durch den Blutdruck voll entfaltet wird. Während sich nach WOLFF (1930) in den Grenzen der pulsatorischen Schwankungen die innere elastische Membran zwischen dem Zustand einer verstärkten Abflachung und völliger Streckung befindet, nahm K. DIETRICH (1929) auf Grund seiner Versuche an den Gefäßen des Kaninchens an, daß die elastischen Häute auch intravital einen stark geschlängelten Verlauf haben. Dagegen hat REUTERWALL bereits 1921 an den postmortal entnommenen Arterien des Menschen eine vollständige Entfaltung der elastischen Lamellen durch unphysiologisch niedrige Innendrücke erzielen können.

In eigenen Vorversuchen stellten wir zunächst fest, daß die jugendlichen Arterien erwartungsgemäß bereits bei einem geringeren Innendruck eine weitgehende Entfaltung erlangten. So ließen sich die Arterien der III. Lebensdekade schon durch einen Innendruck von 60 mm Hg ausreichend entfalten, wie dies aus dem flachwelligen Verlauf ihrer inneren elastischen Membran zu erkennen war. Dagegen mußten die Arterien der V. und VII. Lebensdekade einem Innendruck von 80—100 mm Hg ausgesetzt werden, um eine annähernd gleiche Entfaltung der inneren elastischen Membran zu erzielen.

Die Vorversuche deuteten somit darauf hin, daß vergleichbare Meßergebnisse bei einem für die Arterien aller Altersstufen gleichen Entfaltungs- und Fixationsinnendruck nicht genommen werden können. Daher haben wir bei den Arterien der jüngeren Altersstufe einen etwas niedrigeren, bei den älteren einen etwas höheren Innendruck angewandt. Da in den höheren Altersstufen die Gefahr einer Überdehnung des Arterienrohres infolge seiner Sklerosierung gering ist, wählen

wir für die Entfaltung und Fixierung der Arterien der V. und VII. Lebensdekade einen Innendruck von 100 mm Hg. Bei der Entfaltung der Arterien der III. Lebensdekade gingen wir dagegen nicht über einen Druck von 80 mm Hg hinaus, da bei höheren Drucken eine Überdehnung des Arterienrohres aus den vorhin dargelegten Gründen zu erwarten gewesen wäre.

IV. Untersuchungsergebnisse und ihre Auswertung

1. Die äußeren und inneren Radien der retrahierten und entfalteten Arterien. Erwartungsgemäß weichen die an den retrahierten und entfalteten Arterien ermittelten durchschnittlichen Radien beträchtlich voneinander ab (s. Abb. 1—2, Tabelle 1). Aus Tabelle 1 ist zu ersehen, daß die *äußeren Radien* an den *entfalteten* Arterien der rechten Körperseite in der III. Lebensdekade um 38—46 % größer

Tabelle 1. Unterschiede zwischen den mittleren äußeren bzw. inneren Radien der entfalteten und retrahierten Arterien in der III. und VII. Lebensdekade (die Radien der retrahierten Arterien sind eingeklammert)

Die Prozentzahlen geben an, um wieviel Prozent die Radien der entfalteten Arterien gegenüber den retrahierten größer sind.

	III. Lebensdekade					VII. Lebensdekade				
	Zahl der Fälle	Mittelwerte in mm	σ_m	σ_{diff}	Unterschied in %	Zahl der Fälle	Mittelwerte in mm	σ_m	σ_{diff}	Unterschied in %
A. femoralis:										
äußerer Radius	11	4,41	0,119	7,34	38	11	5,36	0,145	2,61	19
innerer Radius	11	(3,19)	0,085			9	(4,51)	0,301		
innerer Radius	11	3,9	0,1			11	4,28	0,175	5,18	39
innerer Radius	11	(2,44)	0,073	11,73	60	9	(3,08)	0,152		
A. brachialis:										
äußerer Radius	14	2,27	0,055	8,93	42	13	2,73	0,083	4,95	40
innerer Radius	14	(1,6)	0,051			10	(1,95)	0,08		
innerer Radius	14	1,99	0,054			13	2,32	0,083	7,58	67
innerer Radius	15	(1,16)	0,055	10,82	72	10	(1,39)	0,075		
A. radialis:										
äußerer Radius	14	1,43	0,03	10,28	46	14	1,59	0,056	5,18	29
innerer Radius	14	(0,98)	0,032			10	(1,23)	0,041		
innerer Radius	14	1,24	0,04			14	1,3	0,033		
innerer Radius	15	(0,63)	0,045	10,08	97	10	(0,85)	0,036	11,42	52

sind als an den *postmortal* zusammengefallenen Gefäßen der anderen (linken) Körperseite. Von der III.—VII. Lebensdekade geht dieser Unterschied an der A. femoralis und A. radialis erheblich zurück, während an der A. brachialis die Differenz zwischen den Radien des retrahierten und entfalteten Arterienrohres nahezu unverändert bleibt.

Noch größere Unterschiede lassen sich beim Vergleich der *inneren Radien* erkennen. An den entfalteten Arterien sind die ermittelten durchschnittlichen inneren Radien der III. Lebensdekade um 60—97 % größer als an den retrahierten. Mit fortschreitendem Alter geht auch dieser Unterschied zurück; er bleibt aber an allen Arterien statistisch signifikant.

Besonders auffallende Unterschiede zwischen den Radien der *postmortal* retrahierten und entfalteten Arterien ergeben sich also — wie aus Tabelle 1 zu ersehen ist — bei jüngeren Erwachsenen. In diesem Alter wirken einer *postmortalen* Retraktion und der Totenstarre der

glatten Muskulatur nur geringe Schubspannungen entgegen. Daher zieht sich das Arterienrohr nach dem Tode besonders stark zusammen und erlangt ein entsprechend engeres Lumen. Wird durch einen angemessenen Innendruck die Totenstarre einer jugendlichen Arterie überwunden, so entfaltet sie sich leicht und erlangt bereits bei einem geringeren Druck (vgl. S. 531) ihre intravitalen Dimensionen wieder. Da mit dem fortschreitenden Alter die muskulären Arterien infolge abnehmender Elastizität und Retraktilität sich postmortale immer weniger

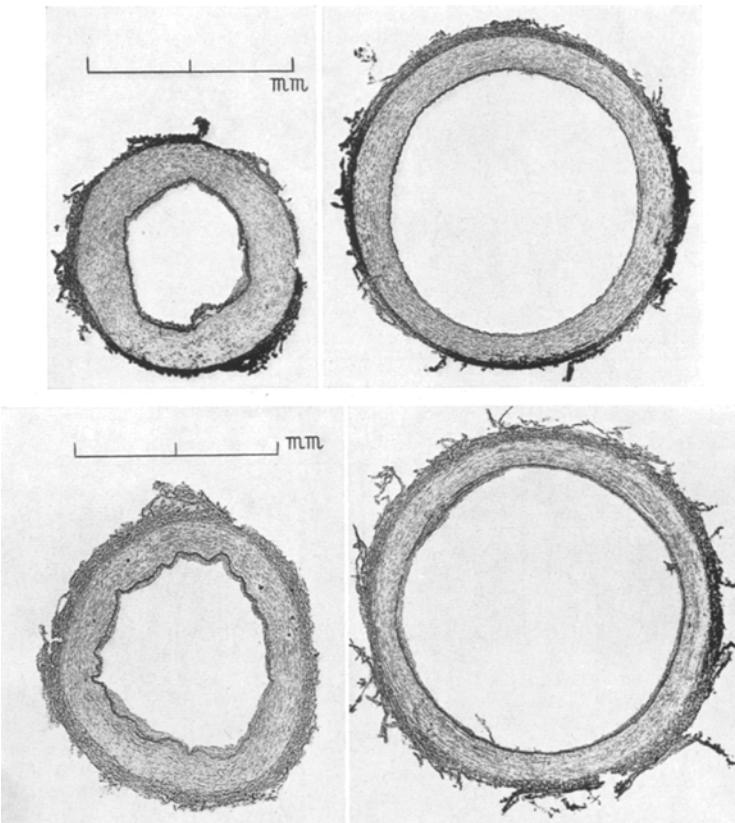


Abb. 1. Ungefärzte Querschnitte von retrahierten (links) und entfalteten (rechts) *Aa. radiales*. Oberes Arterienpaar: 25jähriger Mann, S.-Nr. 373/58. Unteres Arterienpaar: 62jähriger Mann, S.-Nr. 180/58

zusammenziehen und durch den Innendruck in geringerem Maße entfalten lassen, gehen die Unterschiede in den Dimensionen der retrahierten und entfalteten Arterien von einer Altersstufe zur anderen nach und nach zurück.

Auf Grund des abweichenden Verhaltens von Arterien der jüngeren und älteren Altersstufen ergibt sich in der Gruppe der retrahierten und entfalteten Arterien ein recht unterschiedliches Ausmaß der *Altersektasie*. Gemessen an den postmortale retrahierten Arterien nimmt der innere Arteriendurchmesser von der III. zur VII. Lebensdekade an der Radialis um 35%, an der Femoralis um 26% und an der Brachialis um 20% zu. An den entfalteten Arterien, die einen entsprechend höheren Ausgangswert des inneren Radius aufweisen, tritt dagegen eine wesentlich geringere altersgebundene Erweiterung des Lumens zutage (resp. 5, 10 und 17%). Da die Durchmesser der entfalteten Arterien eher den

intravitalen Verhältnissen entsprechen, ist anzunehmen, daß die Altersektasie der muskulären Arterien geringer ist als dies bis jetzt auf Grund von Messungen postmortal retrahierter Arterien zu sein schien.

2. Die Gesamtwandstärke und die Mediadicke der retrahierten und entfalteten Arterien. Da sich die Wandstärke und der Gefäßdurchmesser der Arterien sowohl bei der Dehnung als auch bei der Kontraktion umgekehrt proportional verhalten, ist die Wandstärke der entfalteten Arterien entsprechend ihrer größeren lichten Weite geringer als bei den postmortal retrahierten und unvorbehandelten Arterien.

Die hierbei festzustellenden Unterschiede sind beträchtlich (vgl. Tabelle 2). Entsprechend der höheren Dehnbarkeit und Retraktilität der jüngeren Gefäße

Tabelle 2. Unterschiede zwischen den mittleren Wand- bzw. Mediadicke der entfalteten und retrahierten Arterien in der III. und VII. Lebensdekade (die Media- und Wanddicken der retrahierten Arterien sind eingeklammert)

Die Prozentzahlen geben an, um wieviel Prozent die Wanddicken und Mediastärken der retrahierten Arterien größer sind als die der entfalteten Arterien.

	III. Lebensdekade					VII. Lebensdekade					
	Zahl der Fälle	Mittelwerte in μ	σ_m	σ_{diff}	Unterschied in %	Zahl der Fälle	Mittelwerte in μ	σ_m	σ_{diff}	Unterschied in %	
A. femoralis:	Wanddicke	11	510	43,24	3,52	47	11	1080	219,08	1,14	32
	Mediadicke	11	(750)	49,39			9	(1430)	217,94		
	Wanddicke	11	472	36,9	3,79	48	11	555	38,08	0,8	10
	Mediadicke	11	(699)	44,95			9	(608)	54,55		
A. brachialis:	Wanddicke	14	280	18,4	6,15	60	13	410	19,79	5,19	36
	Mediadicke	15	(448)	20,18			10	(559)	21,6		
	Wanddicke	14	269	14,2	6,02	54	13	369	14,72	6,93	39
	Mediadicke	15	(414)	19,29			10	(513)	13,82		
A. radialis:	Wanddicke	14	225	15,44	3,89	54	14	300	4,07	5,11	25
	Mediadicke	15	(346)	27,3			10	(376)	14,91		
	Wanddicke	14	201	14,53	4,59	57	14	252	13,23	4,29	29
	Mediadicke	15	(315)	20,13			10	(326)	11,04		

sind diese Unterschiede in der III. Lebensdekade am stärksten ausgeprägt. In dieser Altersstufe ist die Gesamtstärke der Wand und die Mediadicke an den retrahierten Arterien etwa um die Hälfte größer als an den entfalteten. Mit dem fortschreitenden Alter nimmt diese Differenz ab, bleibt aber statistisch signifikant (mit Ausnahme der Unterschiede in der Mediastärke der Femoralis in der VII. Lebensdekade, vgl. hierzu S. 536).

Gemäß den beträchtlichen Unterschieden in der Wandstärke des retrahierten und entfalteten Gefäßrohres weist auch die *altersgebundene Abwandlung* der *Wanddicke* in den beiden Arteriengruppen ein unterschiedliches Ausmaß auf. *Im allgemeinen tritt an den entfalteten Arterien mit dem fortschreitenden Alter eine wesentlich stärkere Zunahme der Wanddicke zutage als in der Gruppe der unvorbehandelten Arterien.* So zeigen z. B. die entfalteten *Aa. radiales* zwischen der III. und VII. Lebensdekade eine Wanddickenzunahme von 33 % gegenüber einer Zunahme von 9 %, gemessen an den postmortal zusammengefallenen Radiales

der anderen Körperseite. Ähnlich verhält sich auch die *A. brachialis* (40% bzw. 27%).

Die *A. femoralis* zeigt eine im Vergleich zu den Arterien wesentlich stärkere altersgebundene Zunahme der Wanddicke, die an den entfalteten Arterien 111%,

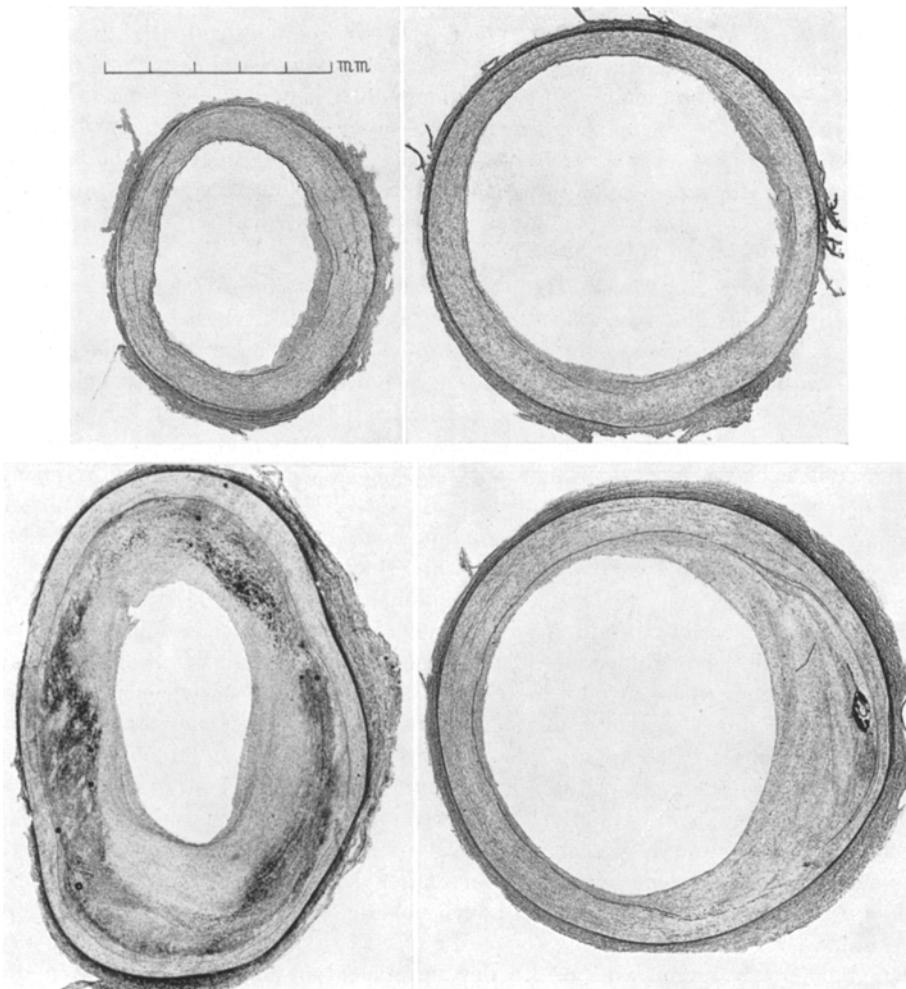


Abb. 2. Ungefärbte Querschnitte von retrahierten (links) und entfalteten (rechts) *Aa. femorales*. Oberes Arterienpaar: 25jähriger Mann, S.-Nr. 373/58. Unteres Arterienpaar: 62jähriger Mann, S.-Nr. 180/58

an den postmortal zusammengefallenen 91% beträgt. Dieser im Vergleich zu den Arterien bedeutend höheren Zunahme der Wandstärke liegt vor allem eine fortschreitende Verbreiterung der Intima zugrunde, die mit zunehmendem Alter in der Femoralis einen immer größeren Anteil der Gesamtwandung bildet. So entfällt auf die Intima an der entfalteten *A. femoralis* in der V. Lebensdekade 30% der gesamten Wanddicke, in der VII. Lebensdekade fast 50%. — Die Media der *A. femoralis* nimmt dagegen nur wenig an der altersgebundenen Wandverdickung teil; zwischen der III. und VII. Lebensdekade wird sie an den gedehnten

Femoralarterien nur um 18% breiter. Gemessen an den retrahierten Arterien tritt mit dem fortschreitenden Alter sogar eine scheinbare Abnahme der Mediadicke der Femoralis zutage. Diese „Abnahme“ ergibt sich aus einer stark herabgesetzten Retraktions- und Kontraktionsfähigkeit der Beinarterie im höheren Alter. Das sklerotisch gewordene Arterienrohr fällt nach Wegfall des Innendruckes mit dem Tode kaum zusammen. Daher erscheint seine sich nicht retrahierende Media im Vergleich zu der in hohem Maße retraktionsfähigen und deshalb postmortal an Dicke stark zunehmenden Media der jugendlichen Femoralis schmäler. — Die im Vergleich zu den Arterien geringere Zunahme der Femoralis-Media stellt eine Besonderheit der altersgebundenen Abwandlung dieser Arterie dar, eine Abwandlung, die vor allem dadurch gekennzeichnet ist, daß die glatte Muskulatur als Belastungsträger der Wand mit dem fortschreitenden Alter immer mehr zugunsten der Intercellularsubstanzen zurücktritt.

3. Die Arterienringflächen. Bei der Entnahme aus dem Körper zieht sich das Arterienrohr auch der Länge nach etwas zusammen, wodurch die Elemente seiner Wand in einem gewissen Ausmaß zusammengestaucht werden. Dadurch wird die Wand des Arterienrohres um einen bestimmten Betrag dicker. Es ist daher von vornherein anzunehmen, daß die Ringflächen der postmortal zusammengefallenen, retrahierten Arterien etwas größer sein werden als die der entfalteten Arterien, da diese unter dem angewandten Innendruck nicht nur ihre ursprüngliche Weite, sondern annähernd auch die Länge erreichen, die sie *in situ* hatten. Die durchgeführten vergleichenden Messungen ergaben zwischen den Ringflächen der retrahierten Arterien der linken Körperseite und den entfalteten Arterien der anderen (rechten) Seite keine größeren Unterschiede. Erwartungsgemäß waren die durchschnittlichen Ringflächen an der gedehnten A. femoralis etwas kleiner als die der retrahierten, allerdings nur in der V. und VII. Lebensdekade. Die Ringflächen der entfalteten (rechten) Radialis waren dagegen um einen kleinen Betrag größer als die der zusammengefallenen. Es ist anzunehmen, daß dieser unerwartete Befund auf eine stärkere Entwicklung der rechten Radialis bei Rechtshändern zurückzuführen ist.

Betrachtet man die Ringflächen sowohl an den entfalteten als auch an den retrahierten Arterien, so ergeben sich auf Grund von Messungen an über 60 Arterien die folgenden durchschnittlichen Zunahmen der Ringflächen mit fortschreitendem Alter (Ringfläche in der III. Lebensdekade = 100%): A. femoralis 150% ; A. brachialis: 65% ; A. radialis: 45%. Die stärkste altersgebundene Zunahme der Ringfläche zeigt somit die größte der untersuchten muskulären Arterien, die Femoralis, die geringste das kleinste Gefäß, die Radialis. Es erscheint daher berechtigt, die Frage aufzuwerfen, ob nicht die altersgebundene Zunahme der Wandmasse dem Arterienkaliber proportional sei.

4. Einige Proportionen des Arterienrohres und ihre Abwandlungen mit dem fortschreitenden Alter. Die Kenntnis einiger Proportionen des Arterienrohres erscheint für die Klärung der formalen Genese krankhafter Arterienveränderungen von Bedeutung. So ist das Verhältnis zwischen der *Innenfläche* und der *Masse der Arterienwand* für die Beurteilung der *Ernährungsbedingungen* der capillarfreien Arterienwand in verschiedenen Altersstufen wichtig (LINZBACH), während sich anhand der Relation zwischen der *Ringfläche* und der gesamten *Arterienkreisfläche* des Gefäßrohres die *mechanische Beanspruchung* des *Wandmaterials* einer Reihe

von Arterien vergleichen läßt (A. MÜLLER). Da die postmortal zusammengefallenen Arterien — wie vorhin gezeigt wurde — von ihren intravitalen Dimensionen beträchtlich abweichen, sind sie für die Erfassung der Proportionen des Arterienrohres wenig geeignet. Dies trifft für die beiden uns interessierenden Verhältnisse zu, insbesondere aber für die zuletzt erwähnte Relation, die sich verständlicherweise *nur* an den entfalteten, ihre intravitale Weite wiedererlangten Arterien ermitteln läßt.

a) *Die Relation zwischen der Gefäßwandinnenfläche und der Gesamtwandmasse.* Sie zeigt an, wieviel an Gefäßwandinnenfläche auf eine Volumeneinheit der Wand, z. B. auf 1 mm^3 entfällt (vgl. Abb. 3).

Geht man von der Voraussetzung aus, daß die capillarfreie Gefäßwand vom Lumen aus mit den Nährstoffen versorgt wird, so kann man aus der in Frage stehenden Relation ersehen, wieviel an innerer Gefäßwandfläche für die Ernährung einer Volumeneinheit der Wand zur Verfügung steht. Da die Relation zwischen der Gefäßwandinnenfläche und der Gefäßwandmasse in einem gleichmäßig stark gebauten zylindrischen Rohr dem Verhältnis von innerem Gefäßumfang zur Gefäßringfläche $\frac{2r_i}{(r_a^2 - r_i^2)}$ gleich ist, wird bei der Ermittlung der uns interessierenden Verhältniszahl auf die Bestimmung der gesamten Innenfläche und der gesamten Masse des entnommenen Arterienabschnittes verzichtet.

Entsprechend dem größeren Umfang der entfalteten Arterien ist das Verhältnis des inneren Umfanges zur Ringfläche an diesen Arterien größer als an den retrahierten. Pro Einheit der Wandmasse entfällt also in einem Arterienrohr, das seine intravitalen Dimensionen wiedererlangt hat, ein größerer Anteil der Gefäßinnenfläche als dies anhand von Messungen postmortal retrahierter Arterien ermittelt wurde. So lag der errechnete Quotient in der Gruppe der entfalteten Arterien in der III. Lebensdekade an der Femoralis um 39%, an der Brachialis um 47% und an der Radialis um 49% höher als in der Gruppe der retrahierten.

Da bei Erwachsenen mit dem fortschreitenden Alter die Wandmasse des Arterienrohres stärker zunimmt als seine Innenfläche, tritt im Verlaufe des Lebens eine Abwandlung des Verhältnisses zwischen diesen beiden Größen ein (LINZBACH). Unter den drei von uns untersuchten muskulären Arterien zeigt die Femoralis den stärksten Rückgang des in Frage stehenden Verhältnisses, und zwar am retrahierten Arterienrohr von 42%, an dem entfalteten von 48% (Tabelle 4). Den geringsten Rückgang zeigt die kleinste dieser Arterien, die Radialis (12 bzw. 29%). In diesem Zusammenhang erscheint es bemerkenswert, daß unter den drei muskulären Arterien die Femoralis schon in der III. Lebensdekade den niedrigsten,

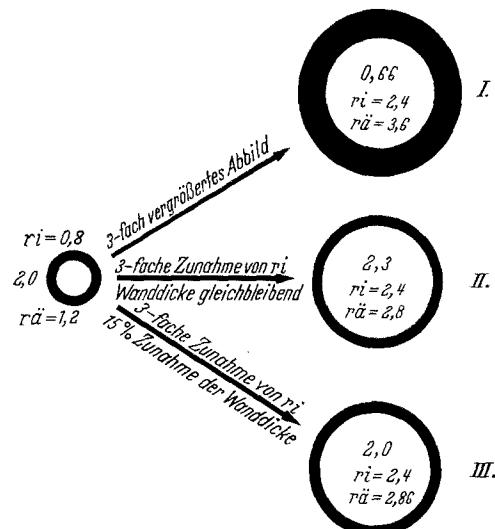


Abb. 3. Die Abwandlung des Verhältnisses $\frac{2r_i}{r_a^2 - r_i^2}$ in Abhängigkeit von der Zunahme des inneren und äußeren Radius

also für die Ernährung ihrer Wand am ungünstigsten erscheinenden Quotienten zeigt. Das an der A. femoralis von vornherein bestehende, im Vergleich zu den beiden anderen, kleineren mituntersuchten Arterien weniger günstige Verhältnis zwischen der Gefäßinnenfläche und der Wandmasse könnte für die stärkere Entwicklung der altersgebundenen sklerotischen Veränderungen ihrer Wand im weiteren Verlauf des Lebens von Bedeutung sein (vgl. auch S. 540).

Da die geringste Abnahme des Quotienten mit dem fortschreitenden Alter die kleinste der drei Arterien zeigt, erscheint es berechtigt zu erwägen, ob nicht der altersgebundene Rückgang dieses Verhältnisses etwa proportional der Gefäßgröße ist.

Nach unseren Messungen ist somit das Verhältnis zwischen der inneren Oberfläche und dem Volumen der Arterienwand von einer Arterie zur anderen von vornherein unterschiedlich. Mit dem fortschreitenden Alter erfährt es eine sehr wohl faßbare Abnahme, die an der Femoralis am stärksten, an der Radialis wesentlich weniger in Erscheinung tritt. Der altersgebundene Zuwachs der Wanddicke wird somit nicht durch die gleichzeitig stattfindende Erweiterung des Gefäßrohres und die damit verbundene Zunahme des inneren Umfanges ausgeglichen bzw. „wettgemacht“, wie dies HIERONYMI annimmt.

Ob die Abnahme der Relation zwischen der Gefäßinnenfläche und dem im Verlauf des Lebens ansteigenden Volumen der Arterienwand eine primäre ursächliche Bedeutung für die Entwicklung arteriosklerotischer Veränderungen hat, erscheint fraglich.

Tabelle 3. *Prozentuale Zunahme der Intima- und Mediastärken, gemessen an entfalteten Arterien von der III.—VII. Lebensdekade*

	Intima %	Media %
A. femoralis	1282	18
A. brachialis	23	36
A. radialis	100	25

Nach LINZBACH (1944, 1958) nähert sich die Wandstärke der Arterien bei ihrem altersgebundenen „Wachstum“ einem kritischen Wert. Das Überschreiten der „kritischen Schichtdicke“ (O. WARBURG) führe zu einer Ernährungsinsuffizienz der Arterienwand, da bei dem immer ungünstig werdenden Verhältnis zwischen den Oberflächen des Arterienrohres und dem Wandvolumen eine ausreichende Zufuhr von Nährstoffen und Abtransport von Stoffwechselprodukten nicht mehr aufrechterhalten werden können. Die Ernährungsinsuffizienz habe degenerative Veränderungen zur Folge, die weitere arteriosklerotische Veränderungen einleiten.

In diesem Zusammenhang darf nicht übersehen werden, daß es sich bei dem „Wachstum“ der Arterien im Verlauf des Erwachsenenalters um eine Massenzunahme der Arterienwand handelt, die im wesentlichen auf einer Vermehrung der Intercellularsubstanzen, vor allem des Kollagens beruht. Es liegt somit kein Wachstum im engeren Sinne und keine Hypertrophie der Arterienwand — von Hochdruckfällen abgesehen — vor. Gerade an der von LINZBACH untersuchten Femoralis tritt dies einwandfrei zutage, allerdings nur dann, wenn man die Abwandlung der Media und Intima im Verlauf des Erwachsenenalters getrennt verfolgt. Die Media, das wichtigste funktionelle Element einer muskulären Arterie, nimmt von der III.—VII. Lebensdekade nur relativ wenig zu (vgl. Tabelle 3) und weist zugleich einen fortschreitenden Ersatz der glatten Muskulatur durch die kollagene und elastische Substanz auf. Die schon bei jungen Erwachsenen beginnende und als „Wachstum“ imponierende Zunahme der Wanddicke der Femoralis beruht also fast ausschließlich auf einer sklerotischen Verbreiterung der Intima, deren Stärke in der gleichen Lebensperiode um 1200 % zunimmt (Tabelle 3).

An der Femoralis ist somit das Überschreiten der „kritischen Dicke“ der Arterienwand nicht die Ursache der Arteriosklerose, sondern lediglich die Folge einer sklerotischen Intimaverbreiterung bei gleichzeitiger Rückbildung der glatten Media-Muskulatur. Es erscheint bemerkenswert, daß von den drei untersuchten muskulären Arterien die Brachialis im Verlauf des Erwachsenenalters die deutlichste Verstärkung der Media zeigt, d. h. Zeichen eines echten Wachstums. Aber gerade diese Arterie wird im Verlauf des Lebens im Vergleich zu den beiden anderen Arterien, der Femoralis und Radialis, von der Arteriosklerose am wenigsten befallen!

Die mit dem Alter einhergehende Abnahme des Verhältnisses der inneren Gefäßwandfläche zur Wandmasse ist somit nicht die Folge einer „Wandhypertrophie“, sondern einer sklerotischen Wandverdickung. Diese Abnahme kann als Glied eines Circulus vitiosus die Entwicklung weiterer dystrophischer und nekrotisierender Vorgänge in der sklerotischen Arterienwand begünstigen.

Diese Feststellungen schließen jedoch nicht aus, daß die an einigen Arterien, z. B. an der Femoralis, bereits zu Beginn des Erwachsenenalters bestehende, im Vergleich zu den anderen Arterien von vornherein ungünstige Relation zwischen der Gefäßinnenfläche und dem Wandvolumen für eine spätere Entwicklung der arteriosklerotischen Veränderungen von Bedeutung ist (vgl. S. 540—542). Die Abwandlung dieser Relation im Verlauf des Erwachsenenalters zeigt aber nur das Ausmaß der sklerotischen Affektion der Arterien an.

b) Das zweite von uns untersuchte Verhältnis, die Relation zwischen der *Gesamtkreisfläche des Gefäßes* und seiner *Ringfläche* $\frac{r_a^2}{r_a^2 - r_i^2}$ ist — wie bereits angedeutet — für die Beurteilung der mechanischen Beanspruchung des Wandmaterials von Bedeutung (A. MÜLLER 1935 und 1957). Vgl. hierzu die Abb. 4.

Die mechanische Beanspruchung des Wandmaterials eines Arterienrohres ist etwa der Ringspannung des Gefäßrohres proportional, die nach der Laplaceschen Formel durch Innendruck und Gefäßradius gegeben wird ($T = p \times r$). Die Laplacesche Formel stellt allerdings eine Abstraktion dar und gilt für ein nur theoretisch vorstellbares dünnwandiges Rohr. In einem arteriellen oder venösen Gefäß wird der Innendruck durch zahlreiche, annähernd konzentrisch zueinander gelagerte Querschnitte der Wand aufgefangen. In einem solchen Gefäß wird die Ringspannung einzelner Wandschichten und somit ihre mechanische Beanspruchung nicht nur durch die Höhe des Blutdruckes und die Größe des inneren Gefäßradius, sondern auch weitgehend durch die Wanddicke des Gefäßrohres gegeben und ist bei gleichem Druck dem Verhältnis zwischen der gesamten Kreisfläche des Gefäßrohres und seiner Ringfläche direkt proportional. Je breiter die Arterienwand im Vergleich zum Gesamtquerschnitt des Gefäßes ist, um so geringer wird die mechanische Beanspruchung ihres Materials

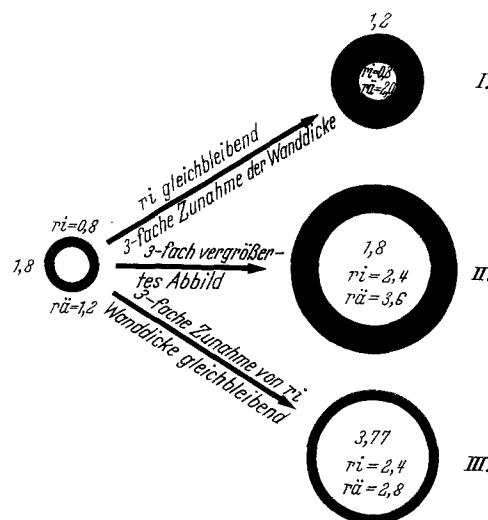


Abb. 4. Die Abwandlung des Verhältnisses $\frac{r_a^2}{r_a^2 - r_i^2}$ in Abhängigkeit von der Zunahme des inneren und äußeren Radius

bzw. ihrer einzelnen Schichten und umgekehrt sein. So ist dieses Verhältnis und somit die mechanische Beanspruchung des Wandmaterials bei einer dreifachen Wandverdickung und gleichbleibender lichten Weite um ein Drittel geringer (Abb. 4, Beispiel I), während es bei gleichbleibender Wanddicke und einer dreifachen Zunahme des inneren Radius um das Doppelte ansteigt (Abb. 4, Beispiel III). Eine gleichmäßige proportionale Zunahme des inneren Radius und der Wanddicke hat dagegen keine Änderung der mechanischen Beanspruchung des Wandmaterials zur Folge (Abb. 4, Beispiel II).

Die Prüfung dieses Verhältnisses an eigenem Material ergab folgendes: den niedrigsten Wert dieser Relation, d.h. die geringste mechanische Beanspruchung des Wandmaterials, weist die kleinste der drei untersuchten Arterien auf, die

Tabelle 4. Änderung der Proportionen des Gefäßrohres der entfalteten Arterien mit dem fortschreitenden Alter

Die Prozentzahlen geben an, um wieviel Prozent die Verhältniszahlen in der VII. Lebensdekade gegenüber der III. abgenommen haben.

Proportionen	Arterien	III. Lebens-dekade	VII. Lebens-dekade	
			Mittel-werte	Abnahme in %
$\frac{2r_i}{(r_d^2 - r_i^2)}$	A. femoralis	1,96	1,03	-47,5
	A. brachialis	3,58	2,32	-35,2
	A. radialis	4,41	3,1	-29,1
$\frac{r_d^2}{(r_d^2 - r_i^2)}$	A. femoralis	4,8	3,25	-32,3
	A. brachialis	4,57	3,7	-19,0
	A. radialis	3,74	3,01	-19,5

z.B. bei der A. femoralis. Aus dieser Beobachtung hat sie aber keine weiteren Schlüsse hinsichtlich einer geringeren mechanischen Wandbeanspruchung der kleineren Arterien gezogen.

Mit dem fortschreitenden Alter nimmt diese Relation an allen Arterien ab, besonders stark an der A. femoralis, an der sie durchschnittlich um 32% zurückgeht. Dies hängt mit der Verschiebung der Gefäßproportionen zugunsten der Wanddicke zusammen, da die altersgebundene Ektasie durch die relativ stärkere begleitende Zunahme der Wanddicke, vor allem der Intima, mit einem gewissen Überschuß „ausgeglichen“, sozusagen „überkompensiert“ wird. Der Blutdruck wird daher von einer mit fortschreitendem Alter immer stärker werdenden Wandung abgefangen; die dem Blutdruck entgegenwirkende Kraft, die Wandspannung, wird hierbei über eine größere Gewebsmasse verteilt, wodurch die mechanische Beanspruchung jedes einzelnen Strukturelementes der Wand, z.B. jeder Bindegewebsfaser, geringer wird.

5. Unterschiede in den Proportionen des Arterienrohres der Bein- und Armarterien in ihrer Beziehung zur ungleich starken Entwicklung arteriosklerotischer Veränderungen dieser Gefäße. Der stärkere Befall der Beinarterien, insbesondere der A. femoralis durch senile und arteriosklerotische Veränderungen hat bereits mehrfach die Aufmerksamkeit auf sich gelenkt, fand aber bis jetzt keine befriedigende Erklärung.

Größere Blutdruckunterschiede, auf die ursprünglich die ungleich starke sklerotische Affektion der Bein- und Armarterien bezogen wurde, ließen sich bei einer genaueren Prüfung

A. radialis, den größten dagegen die A. femoralis (Tabelle 4). Einen noch höheren Wert findet man bei der Aorta (W. W. MEYER 1958). Demnach scheint die mechanische Beanspruchung des Wandmaterials um so größer zu sein, je größer das Gefäßkaliber ist. SCHIELE-WIEGANDT hat bereits 1880 festgestellt, daß bei den kleinkalibrigen Gefäßen (A. brachialis, A. radialis) die Wanddicke im Verhältnis zur Gefäßweite relativ stärker ist als

nicht nachweisen. Nach wie vor wird aber einer höheren hydrostatischen Belastung der Beinarterien bei der aufrechten Stellung des Körpers eine Bedeutung für die stärkere Abnutzung der Beinarterien beigemessen (BÜRGER, HEVELKE). Als Ursache einer früher einsetzenden und stärkeren sklerotischen Affektion der Beinarterien wird auch die im Vergleich zu den Armen wesentlich stärkere funktionelle Beanspruchung der Beine erwogen. In der Tat dürfte die höhere funktionelle Beanspruchung der Beine auf dem Wege eines größeren Blutzzeitvolumens eine größere kreislaufmechanische Belastung der Beinarterien zur Folge haben. Es wird ferner auf die Besonderheiten der Verankerung der A. femoralis, d. h. ihrer Beziehung zu den anliegenden Gewebssteinen, hingewiesen und die stärkere Beanspruchung ihres oberen Abschnittes zwischen dem Leistenband und dem Eintritt in den Adduktorenkanal bei Bewegungen im Hüftgelenk in Betracht gezogen. Die bei diesen Bewegungen entstehenden Biegungen des Arterienrohres könnten zusätzliche kreislaufmechanische Belastungen der Femoraliswandung zur Folge haben (HOLLE).

Die Frage, ob sich die stärkere Entwicklung der sklerotischen Veränderungen an der Femoralis in der Tat aus ihrer besonderen Stellung im Körper ergibt, ist dadurch beträchtlich erschwert, da es eine andere *muskuläre* Arterie von annähernd gleichem Kaliber in den übrigen Regionen des menschlichen Körpers nicht gibt. Wir sind daher auf die Vergleiche mit den muskulären Arterien einer anderen Größenordnung angewiesen, also Vergleiche, die nur von einem begrenzten Wert sein können. Dies trifft unter anderem für die Gegenüberstellungen von Bein- und Oberarmarterien zu, die den beträchtlichen Kaliberunterschied dieser Gefäße außer acht lassen, obwohl dieser Unterschied allein für die ungleich starke Entwicklung altersgebundener bzw. arteriosklerotischer Veränderungen von Bedeutung ist. Aus zahlreichen früheren Untersuchungen geht eindeutig hervor, daß die herdförmigen und wohl auch die diffusen arteriosklerotischen Veränderungen im allgemeinen zunächst in den großen Arterienstämmen entstehen und sich erst im weiteren Verlauf des Lebens in die mittleren und kleineren Äste ausbreiten. Es ist daher von vornherein zu erwarten, daß in der kalibermäßig wesentlich größeren A. femoralis die altersgebundenen sklerotischen Veränderungen — der allgemeinen Gesetzmäßigkeit folgend — eher auftreten und eine stärkere Ausprägung erreichen würden als in den kleineren muskulären Arterien, z. B. in den Oberarmarterien.

Die von uns durchgeführten vergleichenden Messungen lassen vermuten, daß die stärkere und früher einsetzende Affektion der muskulären Arterien des größeren Kalibers möglicherweise mit einer von vornherein gegebenen höheren mechanischen Beanspruchung des Wandmaterials dieser Gefäße zusammenhängt. Die Gegenüberstellung der entsprechenden Quotienten (s. Tabelle 4) ergab, daß unter den drei untersuchten Arterien die Wand der A. femoralis in der III. Lebensdekade, also zum Abschluß des Körperwachstums, stärker mechanisch beansprucht wird als die Gefäße der oberen Extremitäten. Da die kleinste der untersuchten Arterien, die A. radialis, bemerkenswerterweise den geringsten Quotienten aufweist, erscheint es naheliegend anzunehmen, daß die mechanische Beanspruchung der Arterienwände vom Zentrum zur Peripherie hin abnimmt. Sollte diese Gesetzmäßigkeit in der Tat vorliegen, dann würde sie den im allgemeinen stärkeren Befall der größeren Arterien und die zentrifugale Ausbreitung der Arteriosklerose mit der fortschreitenden Abnutzung der Arterienwand verständlicher erscheinen lassen. — Einer relativ höheren mechanischen Beanspruchung ausgesetzt, zeigt zugleich die A. femoralis unter den drei untersuchten Arterien bereits in der III. Lebensdekade das für die Ernährung der Arterienwand ungünstigste Verhältnis zwischen der

Innenfläche des Gefäßrohres und der Gefäßwandmasse (vgl. S. 537). Wie bereits angeführt, fallen pro Einheit der Wandmasse dieser Arterie nur 1,96 Flächen-einheiten der Innenwand zu, während an der A. brachialis die gleiche Relation 3,58 und an der A. radialis 4,41 erreicht. Bei einer stärkeren mechanischen Beanspruchung und einer für die Diffusion von Nährstoffen relativ ungünstigen Proportion des Gefäßrohres zeigt die A. femoralis im wesentlichen den gleichen Bauplan wie die übrigen kleineren mituntersuchten muskulären Arterien: sie setzt sich vorwiegend aus glattem Muskelgewebe zusammen. Die glatte Muskulatur stellt aber kein geeignetes Baumaterial für die Arterien dar, die höheren kreislaufmechanischen Belastungen dauernd ausgesetzt sind. Es sei in diesem Zusammenhang unter anderem auf die Wandstruktur der Windkesselarterien hingewiesen, die vorwiegend aus dem elastischen Gewebe zusammengesetzt werden, sowie auf die Umbauvorgänge im Stamm der Pulmonalis bei länger bestehenden pulmonalen Hypertonien, die mit einer Zunahme des elastischen Gewebes und Rückbildung der glatten Muskulatur einhergehen. In Anbetracht dieser Tatsachen erscheint es berechtigt zu erwägen, ob nicht die stärkere und schnellere Entwicklung der altersgebundenen Veränderungen in der Wand der Femoralis durch ein von vornherein bestehendes Mißverhältnis zwischen der Struktur und der Arbeitsbelastung dieser Arterien bedingt wird, durch ein Mißverhältnis, das nicht zuletzt mit dem Übergang zur aufrechten Stellung des Körpers zusammenhängen könnte.

Zusammenfassung

Die auf ihre intravitale Weite durch Innendruck entfalteten muskulären Arterien unterscheiden sich in bezug auf ihre Dimensionen und Proportionen weitgehend von den postmortal retrahierten Gefäßen. Auch die altersgebundenen Abwandlungen der Arterienweite und der Wandstärke, die bis jetzt nur an den retrahierten Gefäßen mikrometrisch verfolgt wurden, zeigen an den entfalteten Arterien ein anderes, den intravitalen Verhältnissen entsprechendes Ausmaß.

Der Vergleich von Proportionen der untersuchten Arterien zeigt, daß die Arterien ein für die Ernährung der Gefäßwand günstiger erscheinendes Verhältnis zwischen der Innenfläche und dem Volumen des Gefäßrohres zeigen als die Femoralis. Darüber hinaus lassen die Proportionen der Femoralarterie eine im Vergleich zu den Arterien höhere mechanische Beanspruchung des Wandmaterials erwarten. Diese bereits bei jüngeren Erwachsenen bestehenden Besonderheiten des Arterienrohres der Femoralis dürften für ihre wesentlich stärkere sklerotische Affektion im Verlauf des späteren Lebens von Bedeutung sein.

Summary

By studying their dimensions and proportions, muscular arteries distended postmortem by increased intraluminal pressure to their diameter during life may be readily differentiated from similar vessels showing postmortem contraction. In addition, the changes in the diameters of the arteries and in their walls due to ageing, which up until now could be followed micrometrically only on the postmortem contracted vessels, show that in the artificially distended vessels there is a different criterion of measurement which corresponds to the intravital relationships.

Comparisons made of the arteries studied reveal: the relationship between the inner surface and the vascular volume apparently is more favorable for the

nutrition of the vascular wall of the arteries of the arm than it is for the femoral artery. Furthermore, the proportions of the femoral artery, as compared with those of the arteries of the arm, most likely are indicative of a greater mechanical stress to the wall of the femoral artery. These peculiarities of the femoral artery, found as well in young adults, perhaps are important in this vessel becoming more severely sclerosed later in life.

Literatur

- BENEKE, F. W.: Über die Weite der Iliacae communes, Subclaviae und Carotides communes in den verschiedenen Lebensaltern. *Schr. Ges. z. Beförderg. ges. Naturwiss.* Marburg, **11**, Suppl. III. Kassel 1879.
- BÜRGER, M.: Krankheit und Altern, 2. Aufl. Leipzig: Georg Thieme 1957.
- DIETRICH, K.: Verhalten der Wand und Wandbestandteile der Arterien bei experimenteller Änderung ihrer Lichtung. *Verh. dtsch. path. Ges.* **25**, 264—272 (1930).
- GALLOWAY, M. D.: The changes in the appearance of the wall of a muscular artery between diastolic and systolic blood pressures. *Amer. J. Path.* **8**, 333—339 (1936).
- HESSE, M.: Über die pathologischen Veränderungen der Arterien der oberen Extremitäten. *Virchows Arch. path. Anat.* **261**, 224—252 (1926).
- HEVELKE, G.: Vergleichende angiochemische Untersuchungen der A. brachialis und A. femoralis. *Z. Altersforsch.* **8**, 219 (1955).
- Die Angiochemie der Gefäße und ihre physiologischen Alternswandlungen. *Verh. dtsch. Ges. Kreisl.-Forsch.* **24**, 131—142 (1958).
- HIERONYMI, G.: Über den altersbedingten Formwandel elastischer und muskulärer Arterien. S.-B. Heidelberg. Akad. Wiss. Berlin-Göttingen-Heidelberg: Springer 1956.
- HOLLE, G.: Lokalisationsfragen bei Arteriosklerose unter besonderer Berücksichtigung der Schenkelarterie. *Zbl. Chir.* **39** (1954).
- KANI, I.: Systematische Lichtungs- und Dickenmessungen an großen Arterien und ihre Bedeutung für die Pathologie der Gefäße. *Virchows Arch. path. Anat.* **57**, 201 (1910).
- LINZBACH, A. J.: Vergleich der dystrophischen Vorgänge an Knorpel und Arterien als Grundlage zum Verständnis der Arteriosklerose. *Virchows Arch. path. Anat.* **311**, 432—508 (1944).
- Die Bedeutung der Gefäßwandfaktoren für die Entstehung der Arteriosklerose. *Verh. dtsch. Ges. Path.* **41**, 24—40 (1957).
- MACCORDICK, A. H.: An improved method for the histological study of the arteries. *J. Path. (Chicago)* **1**, 552—558 (1913).
- A statistical study of the normal growth, atrophy and hypertrophy of the middle coat of the radial artery. *J. med. Res.* **30**, 185—199 (1914).
- MACWILLIAM, I. A. and A. H. MACKIE: Observations on arteries, normal and pathological. *Brit. med. J.* **1908 I**, 1477—1481.
- MEYER, W. W.: Die Lebenswandlungen der Struktur von Arterien und Venen. *Verh. dtsch. Ges. Kreisl.-Forsch.* **24**, 14—40 (1958).
- MÜLLER, A.: Einführung in die Mechanik des Kreislaufes. In ABDERHALDENs Handbuch biologischer Arbeitsmethoden, Abt. 5, S. 68. 1935.
- Über die Besonderheiten der Hämodynamik des Coronarkreislaufes und ihre Auswirkung auf die Beanspruchung und Abnutzung seiner Gefäßwände. *Bull. schweiz. Akad. med. Wiss.* **13**, 50—60 (1957).
- NAKONETSCHNY, A.: Vergleichende Untersuchungen über die Struktur einiger Arterien in kontrahiertem und ausgedehntem Zustande. *Virchows Arch. path. Anat.* **243**, 39 (1923).
- REUTERWALL, O. P.: Über die Elastizität der Gefäßwände und die Methoden ihrer näheren Prüfung. *Acta med. scand.* **2**, 1—175 (1921).
- RÖSSLER, R.: Wachstum und Altern der großen Arterien und ihre Beziehung zur Pathologie des Gefäßsystems. *Münch. med. Wschr.* **57**, 993 (1910).
- SCHIELE-WIEGANDT, V.: Über die Wanddicke und den Umfang der Arterien des menschlichen Körpers. *Virchows Arch. path. Anat.* **82**, 27 (1880).
- WOLFF, E. K.: Über die Elastica der großen Arterien. *Virchows Arch. path. Anat.* **275**, 516—531 (1930).

Professor Dr. W. W. MEYER, Pathologisches Institut der Universität,
Marburg a. d. Lahn, Robert Koch-Str. 5