総 合 論 文

Rheological Properties of Major Arteries and Veins

by

Masamitsu HASEGAWA*¹ and Takehiko AZUMA*²

*¹ *Department of Vascular Physiology, National Cardiovascular
Center Research Institute, Suita, Osaka 565*

*² *Department of Physiology, Shinshu University Medical School,
Matsumoto, Nagano 390*

Rheological properties were investigated of longitudinal and circumferential strips excised from various portions along the aortic tree and venous trunk. The properties of smooth muscle, elastin and collagen fibers were also studied in order to elucidate the respective contribution of the corresponding vascular components to the rheological properties of vascular walls.

1) In the proximal aorta, longitudinal and circumferential strips exhibited only a slight viscoelasticity. In the remaining aortic portions, the more distal the portion, the more elastic the longitudinal strips and the more viscoelastic the circumferential ones. In all the venous segments, longitudinal strips were highly elastic, but the circumferential ones were apparently viscoelastic.

2) Elastin fibers could be regarded as an almost entirely elastic component, whereas smooth muscle fibers exhibited remarkable viscoelasticity. Collagen fibers were characterized by an extremely high elastic modulus. Comparison of rheological properties between vascular walls and components revealed that the characteristic behavior of walls seemed to be determined mainly by the elastin and smooth muscle fibers involved. On the other hand, participation of the collagen fibers in tension development can be ruled out, at least, under the present experimental conditions.

3) The following inferences could be derived in relation to the contribution of the elastin and smooth muscle fibers to the region- and direction-dependent differences in rheological properties of the aortic and venous walls. In the proximal aorta, no direction-dependent difference was observed. The elastin fibers may play a leading role and the smooth muscle fibers a complimentary role in determining the wall properties. Below the middle aorta, the contribution of the smooth muscle fibers increases circumferentially, whereas the longitudinal properties approach those of the elastin fibers. In large veins, the longitudinal behaviors are chiefly determined by the elastin fibers and the circumferential ones by the smooth muscle fibers.

4) The inferences were supported by histological findings. Architectural models for the vascular walls were proposed on the basis of these rheological and histological observations.

血管系のレオロジー^{*1}長谷川正光^{*2}・東 健彦^{*3}

(原稿受理：1981年1月6日)

1. 緒 言

血管は血液を通す管であるが、解剖学的にみると、動脈、細動脈、毛細血管、細静脈、静脈に分けられる。これらの血管は太さおよび壁構造がそれぞれ異なっている。この形態上のちがいはまた機能的相異を示すものである。この面から動脈は弾性血管、細動脈は抵抗血管、毛細血管と細静脈は交換血管、静脈は容量血管と呼ばれている。

弾性血管は壁が弾性的で、心臓から拍出される血流を Windkessel によって平滑化する働きを持っている。抵抗血管は平滑筋に富み、その能動収縮によって、内径を変化させ、血流抵抗を増減させる。交換血管はその壁を通して物質交換を行う場所である。容量血管はその容積が大きく、かつ壁が伸展性に富んでいるため、循環血液量を調節することが出来る。

ところで、各血管の生理機能は生体内においては、神経性あるいは体液性の調節を受けているが、これらの機能を規定する基本的な因子の一つに血管壁のレオロジー特性がある。特に、太い血管における特性は血行動態を把握する上に必要なものである。しかも、この特性は壁構造と密接な関係にあると考えられる。

そこで、本研究では、主要血管系の種々な部位におけるレオロジー特性を系統的に調べた。さらに、血管成分の特性を明らかにするとともに、血管系各部位における血管成分の構築状態を組織学的に検索し、血管壁の微細構造とレオロジー特性との相関を考察した。以上の結果に基づいて、血管系の構築モデルを組み立てた。

2. 大動脈のレオロジー特性

大動脈起始部から大腿動脈に至る大動脈部分は従来の血行力学では、全体として均質な純弾性体あるいは剛体として取扱われてきた。しかし、組織学的には、大動脈壁は種々の血管成分から構成されており、かつ各成分のレオロジー特性はそれぞれ異なっている¹⁾ので、壁全体の特性は単純なものではない。また、各成分の含有量や配列様式は部位や壁方向によって異なっている^{2),3)}ので、大動脈の特性には部位差や異方向性が存在するであろう。この点を明らかにするために、大動脈の各部位における特性を検討した。

2・1 静的粘弾性

(1) 大動脈の静的粘弾性

静的粘弾性を調べる方法として応力緩和試験、hysteresis 試験、creep 試験、応力-ひずみ試験などがある。本実験では、応力緩和試験を採用した。測定法を略述すると、イヌの大動脈に沿って7カ所（上行大動脈、胸部大動脈上部と下部、腹部大動脈上部と下

部、腸骨動脈、大腿動脈）から、長軸方向と円周方向の切片（幅5 mm）を作り、保生液に浸し、引張試験機（新興通信工業、TOM 30J）を用いて応力緩和曲線を測定した⁴⁾。切片の伸展率は初期長（切片の張力が0 grの時の最大長）の50%とした。これは生体内では生理的な伸展長といえる⁵⁾。

Fig. 1は大動脈各部位における応力緩和曲線をまとめたものである。これらを概観すると、近位部では両方向ともに同程度の応力緩和が認められる。これより末梢になると、長軸方向では緩和が減少してくるのに対し、円周方向では緩和が増大していく。大腿動脈ではこれらの差異が最も著しい。Attinger⁶⁾も大腿動脈の応力-ひずみ曲線を測定し、前述と同様の異方向性を報告している。

この応力緩和現象を定量的に把握するために、緩和強度を定義した。これは伸展時に発生する最大応力 (τ_0) と、5分後における応力 (τ_5) の差を τ_0 で割ったもの $[(\tau_0 - \tau_5)/\tau_0 \times 100(\%)]$ で、伸展時から5分後における緩和の程度を表している。この緩和強度を部位別、方向別に比較すると、Fig. 2のごとく、近位部で両方向の値に有意差がない。これより末梢になると、長軸方向の値

Fig. 1 Stress relaxation curves of longitudinal and circumferential strips taken from various sites of aortic tree. Each curve, drawn from the average of 8 to 10 experiments, represents the first one minute and the last 30 seconds of the relaxation process.

*1 第28回レオロジー討論会（1980年10月21日 仙台）特別講演

*2 国立循環器病センター研究所 脈管生理部 〒565 吹田市藤白台5-125

*3 信州大学医学部 第一生理学教室 〒390 松本市旭3-1-1

Fig. 2 Region- and direction-dependent differences in relaxation strength at five minutes after completion of stretch. Circles and bars represent mean values and standard deviations, respectively. Asc : ascending aorta, Thor : thoracic aorta, Abd : abdominal aorta, prox : proximal portion, dist : distal portion, Iliac : iliac artery, Fem : femoral artery.

は減少していくのに対し、円周方向の値は増加する。それゆえ、緩和強度の方向差は末梢にいくほど増大する。以上より、大動脈近位部は両方向ともに粘弾性の比較的小さい性質を有する⁷⁾。これより末梢では、長軸方向は弾性的な性質を帯びてくるのに対し、円周方向は粘弾性が増加していく。それゆえ、大動脈はどの部位も均質な力学的特性をもつ血液導管でないことが明確になった。

(2) 血管成分の静的粘弾性

大動脈各部位の特性に対して、血管成分（ここでは特に平滑筋、弾性線維、膠原線維）がどの様に関与しているかを考察するために、各成分の特性を知る必要がある。その直接的な方法としては、各成分を純粋な形で単離して、その特性を調べることである。しかし、この方法は技術的には困難なので、ここでは便宜上、主に各成分から構成されている他の組織、すなわち項靱帯、腱、小腸平滑筋で代用した。これらの組織はそれぞれ弾性線維、膠原線維、平滑筋を主成分とする。

各代用組織の応力緩和曲線を大動脈と同じ実験条件で測定すると、Fig. 3のごとくなる。項靱帯では緩和がほとんどなく、純弾性体に近い特性を示すのに対して、小腸平滑筋では100%近い緩和が起り、粘弾性が著明であった。腱の最大応力は 4×10^8 dyn/cm² となって、項靱帯 (2×10^6 dyn/cm²) や小腸平滑筋 (7×10^5 dyn/cm²) に比べてはるかに高かった。すなわち、腱は弾性率の極めて高い組織である⁸⁾。

(3) 血管成分と大動脈壁の粘弾性的相関

Fig. 3 Stress relaxation curves of nuchal ligament, intestinal smooth muscle bundle and tendon. These curves are drawn by the averages of 8 to 10 experiments. Note striking differences in exponent among stress calibrations.

血管成分の静的粘弾性を薬理学的手法や化学的処理によって、間接的に求める研究は過去においてなされた。動脈壁を蟻酸処理して得られる弾性線維は、純弾性的であることは Roach ら⁹⁾によって指摘された。Burton¹⁾は弾性線維の Young 率を 3×10^6 dyn/cm² と計算した。つぎに、trypsin 処理により膠原線維だけを残した大動脈壁の弾性率は極めて高かった⁹⁾。Zatzman ら¹⁰⁾は平滑筋に富むイヌ臍動脈の応力緩和が伸長後、短時間で100%に達することを観察した。Speden¹¹⁾は血管平滑筋と腸管平滑筋の応力-ひずみ曲線が類似であることを確かめた。Bergel¹²⁾によると、血管平滑筋の弾性率は 10^6 dyn/cm² であった。そこで、主要血管成分と各成分を主とする代用組織の特性を比較すると、両者の間に強い類似性が認められる。それゆえ、血管成分の特性を代用組織で近似しても差し支えないものと考えられる。

そこで、各代用組織の特性に基づいて、大動脈各部位における長軸、円周両方向の特性に対する主要血管成分の役割を考察すると、生理の状態において、大動脈壁の特性を決定する血管成分は平滑筋と弾性線維である。しかも、大動脈近位部分では長軸、円周両方向ともに、二つの成分の特性が同時に発現するが、特に弾性線維の特性が優位を占める。これより末梢になると、長軸方向は弾性線維のみの特性に変わっていくのに対し、円周方向では平滑筋の特性が優勢となり、その傾向は末梢にいくほど増大する。

2・2 動的粘弾性

大動脈壁は動脈圧の変動に伴って周期的な微小変形を起こしている。それゆえ、平均血圧に相当する静的な変形特性のみならず、圧の変動下における壁の動的特性を知る必要もある。そこで、本実験では各部位の長軸、円周方向切片に微小な振動を与えた

Fig. 4 Schematic illustration of the Viscoelastorecorder.
S: strip, C: chuck, Pen: pen recorder, Δl : amplitude of oscillation.

いに発生する動的粘弾性を検討した。

Fig. 4 は測定装置 (Viscoelastorecorder, 三鬼エンジニアリング) の模式図である⁵⁾。これは切片に振動を与える vibrator と応力の検出部から構成されている。この装置により、切片の動的弾性率 (E') と動的損失 (E'') を同時に測定することが出来る。長さ 5 mm の細い切片の両端をチャックに固定し、恒温槽内の Ringer 液に浸した。下のチャックは vibrator に、上のチャックは応力変換器に接続している。切片の初期長を静的測定の場合と同様に設定したあと、その 1.5 倍伸展し、この長さで振幅 40μ の正弦波振動を与えた。振動周波数は 3Hz, 10Hz, 30Hz とした。

(1) 血管成分の動的粘弾性

前述の実験条件から明らかなように、動脈壁は生理的な伸展状態において、振動を加えられることになる。それゆえ、壁の動的特性に関する主要血管成分は平滑筋と弾性線維であると考えられる。そこで、静的測定の場合と同様に、平滑筋と弾性線維を各々主成分とする小腸平滑筋と項頸帯の動的粘弾性を測定した。

Fig. 5 は 2 つの代用組織の動的弾性率と動的粘性率 ($\eta' = E''/\omega$, ω : 角速度) を示してある。項頸帯の E' は 3Hz で 7×10^5 dyn/cm² (平均値) に達し、10Hz, 30Hz でも余り変化しなかった。 η' の平均値はどの周波数でも小さく、周波数依存性はなかった。それゆえ、弾性線維は振動下においても、弾性的な特性を維持している。一方、小腸平滑筋の E' は各周波数とも項頸帯に比べて小さいが、周波数依存性を示した。すなわち、 E' は周波数とともに増加した。 η' は 3Hz で 1200 dyn·sec/cm² と高い値をとったが、周波数が高くなると、 E' とは逆に減少していった。これは平滑筋にチクソトロピー的挙動が起こっていることを意味する。それゆえ、平滑筋では低周波数において粘性的な特性が強く現われるのに対し、高周波数になると弾性的影響が増大してくる。換言すれば、平滑筋は粘弾性体としての挙動を示すことになる。

(2) 大動脈の動的粘弾性

Fig. 6 は各部位の両壁方向における特性を示している。円周方向では、周波数が高くなるにつれて、どの部位も E' は増加していくのに対し、 η' は逆に減少していった。それゆえ、どの部位にも平滑筋と同じ特性が現れている。しかも、 E' の増加率と η' の減少率は近位部から末梢にいくにつれて増大していった。この事実は平滑筋の特性が末梢にいくほど大きく関与してくることを意

Fig. 5 Mean values of dynamic elastic modulus (E') and dynamic viscous modulus (η') of nuchal ligament and intestinal smooth muscle bundle. Horizontal axis: frequency in logarithmic scale.

Fig. 6 Mean values of dynamic elastic modulus (E') and dynamic viscous modulus (η') in longitudinal (solid circle) and circumferential (open circle) directions at various sites of the aortic tree.

味する。Bergel ら^{13),14)}によると、大動脈各部位の円周方向の E' と $E''(\omega\eta')$ は 0~2Hz で急激に増加するが、2Hz 以上の周波数ではほとんど変化しない。2Hz 以上の周波数領域における結果は我々のものとは異なる。

長軸方向の E' と η' はともに近位部で周波数依存性が少し認められた (Fig. 6)。それより末梢では、 E' と η' の周波数依存性は見られず、かつ η' はどの周波数も末梢にいくほど減少した。それゆえ、長軸方向は末梢にいくほど弾性線維の特性に似てくる。以上より、大動脈各部位の動的特性に対する血管成分の役割は静的状態におけるものとほぼ等しいことが分った。そこで、動的粘性率 (η') について、周波数ごとに部位差、方向差を比較すると

Fig. 7 Region- and direction-dependent differences in dynamic viscous modulus (η') at each frequency. Circles and vertical bars give mean values and standard deviations, respectively. The same abbreviations are used in Fig. 2.

Fig. 7のごとくなる。まず、3Hzでは上方部分で、両方向の η' はほぼ等しいが、それより末梢になると、円周方向で増加、長軸方向で減少していく。それゆえ、方向差は末梢にいくほど増大する。10Hzになると、部位差・方向差の傾向は変わらないが、末梢における方向差の割合が小さくなる。30Hzでは、方向差がさらに小さくなる。

それゆえ、粘性要素は振動数が低いほど壁の特性に強い影響を与えていることが分かる。この粘性要素は平滑筋に含まれているものである。また、大動脈は1Hz前後の振動下にある。したがって、平滑筋を多く含む末梢部位は生理的振動状態において、平滑筋のレオロジー的挙動を充分考慮しなければならないと考えられる。

2・3 大動脈の構築模型

本実験では、各部位における主要血管成分の組織構造を光学顕微鏡及び電子顕微鏡により検索した。これらの所見ならびに壁のレオロジー特性を基にして、大動脈各部位の構築模型を組み立てた (Fig. 8)。この図では便宜上血管成分の構築を別個に描いてある。

平滑筋は血管壁に沿ってラセン状の配列をしており、単位長さ当たりの回転数は末梢にいくほど増加する。しかも、回転面と横断面とのなす角 (θ) も減少する。弾性線維は近位部では密な網目構造を形成しているが、末梢になるにつれて、網目が粗くなるとともに、縦長の亀裂が出現する。膠原線維も網目構造を呈するが、個々の線維にはたるみが見られる。それゆえ、生理的条件下では膠原線維の特性は発揮されないが、大動脈圧が高くなると、線維が緊張してきて、線維のもつ高い弾性率によって、壁の破綻

Fig. 8 Architectural arrangement of smooth muscle, elastin and collagen fibers within aortic walls.

を防ぐ防護装置としての役目を果たすものと思われる¹⁾。

この模型から明らかなごとく、大動脈のうち弾性血管としての機能を現すのは近位部だけであって、末梢部分では平滑筋の収縮活動によって、血流抵抗を変化させる抵抗血管の機能を帯びてくる。

3. 主要静脈系のレオロジー特性

静脈系の容積は全血管容積の2/3以上を占めている^{15),16)}。この大きな容量に加えて、静脈壁は動脈壁より格段に大きい伸展性を有する^{17)~19)}。そのため、静脈内の血液量を種々の循環状態に応じて大幅に変化させ、血液貯蔵所としての役目を果たしている。静脈系のこのような容量血管としての機能を規定する要因の一つに静脈壁のレオロジー特性があるが、これが静脈系全体に亘って同じであるか否かは明らかでない。

そこで、我々は主に太い静脈の特性を調べ、その微細構造との

Stress-strain diagrams

Fig. 9 Longitudinal and circumferential stress-strain diagrams of thoracic aorta and inferior caval vein.

関連を求めた。Green ら^{15),16)}によると、静脈系のうち直径が 1 mm 以上の比較的大い静脈の容積は全体の50%以上を占めるといふことであるから、太い静脈の特性は容量血管としての機能を把握する上に必要であると考えられる。

3・1 静脈壁の伸展性

まず、静脈壁の伸展性がいかに大きいかを理解するために、下大静脈における長軸方向と円周方向の切片（幅 5 mm）を作り、引張試験機により応力-ひずみ曲線を求めた（Fig. 9）。これによると、両方向ともかなり引き伸ばされるまで、応力は増大しない。これらを胸部大動脈の同一方向の経過と比べると、静脈壁の伸展性がいかに大きいか分かる。

しかも、この伸展性は方向によって異なることは注目すべきである。Vonderlage ら²⁰⁾も家兎の下大静脈に同様の異方性が存在することを指摘した。このような異方性は壁の構築が方向によって異なることを示唆する¹⁹⁾。

3・2 静的粘弾性

(1) 主要静脈系の静的粘弾性

前述した静脈壁の伸展性は壁のもつ粘弾性的な特性と裏腹の関係にあるが、壁の伸展性には非線形性が見られることから、粘弾特性も壁の伸展状態によって異なるものと考えられる。

そこで、本実験では、主要静脈のうち6部位（外頸静脈、上大静脈、下大静脈の胸部と腹部、総腸骨静脈、大腿静脈）から長軸方向、円周方向の切片を作り、応力緩和試験を行った。実験条件は大動脈の場合と同様であった。

Fig. 10 は緩和強度を部位別・方向別に比較したものである。

Fig. 10 Region- and direction-dependent differences in relaxation strength at five minutes after completion of stretch. Jug : external jugular vein, Sup : superior caval vein, VCIInf : inferior caval vein, Thor : thoracic portion, Abd : abdominal portion, Iliac : common iliac vein, Fem : femoral vein.

Fig. 11 Relaxation strength values of venous strips taken from the external jugular vein at the different cutting angles.

長軸方向の値はどの部位も15%前後であるのに対し、円周方向はいずれも約80%と高い値をとった。それゆえ、各部位ではっきりとした方向差が認められた。すなわち、長軸方向は弾性体に近い特性を示すのに対し、円周方向は粘弾性が強い。

つぎに、壁方向を円周方向（0°）から長軸方向（90°）まで種々にかえて、緩和強度との相関をみると、Fig. 11 のごとく、円周方向で緩和が最大となり、切片角が増すにつれて減少していき、長軸方向で最小になった。Vonderlage ら²⁰⁾は家兎の腹部大静脈に対する norepinephrine の作用を種々の壁方向について測定し、ほぼ同様の結果を得た。

(2) 静脈壁と血管成分の粘弾性的相関

生理的伸展状態における両方向の特性に各血管成分がどのように関与しているかを調べた。それには個々の成分の特性を知る必要がある。本実験では、そのために静脈壁に薬理的、化学的処置をほどこして、各血管成分の特性を検討した。

(a) 平滑筋

まず、平滑筋の特性変化を見るために、外頸静脈の切片に norepinephrine (NA) (10^{-6} g/ml) と papaverine (PA) (4×10^{-5} g/ml) を投与した。前者は血管平滑筋に対して強力な収縮作用を持つが、後者は筋弛緩剤である。薬物投与後の応力緩和曲線をみると（Fig. 12）、長軸方向では、NA, PA とともに control 曲線とほぼ同じ経過を示した。一方、円周方向では、PA 投与時に起こる緩和は control と同じであったが、NA を投与すると、緩和は有意に減少した。Vonderlage ら^{20),21)}は家兎の下大静脈の円周切片に NA と PA を負荷して応力-ひずみ曲線を比較した。その結果、同一ひずみに対する応力は NA 投与の方が大きかった。これは平滑筋の緊張度が NA により増加したことによる。以上より、平滑筋は主として円周方向の特性を規定していることが分かる。

(b) 弾性線維

外頸静脈を45℃の90%蟻酸で20時間浸漬すると²²⁾と、平滑筋と

Fig. 12 Normalized stress relaxation curves of longitudinal and circumferential strips from the external jugular vein after application of noradrenaline (10^{-6} g/ml) and papaverine (4×10^{-5} g/ml). Instantaneous stress was normalized with respect to the maximum value.

Fig. 13 Normalized stress relaxation curves of longitudinal and circumferential strips from the external jugular vein incubated in the formic acid solution.

膠原線維は消化され、弾性線維だけが残る。この蟻酸処理した切片の応力緩和曲線を見ると、Fig. 13のごとく、長軸曲線はcontrol曲線にほぼ一致する。しかし、円周方向では緩和が著明に減少し、弾性的な性質をおびてきた。Goto ら²³⁾はガマの腹部大動脈を蟻酸処理して同様の結果を得た。以上より、弾性線維は長軸方向の特性に主として効いているものと思われる。円周方向の特性にもこの線維の寄与はあるが、その度合いは少なく、応力緩和が著明に減少したあと、一定値に達したさいの弾性特性に相当するものと考えられる。

(c) 膠原線維

外頸静脈に elastase を1時間作用させると平滑筋と弾性線維はほとんど消化され、膠原線維が残る。この elastase 処理した静脈切片の応力緩和曲線を見ると (Fig. 14)、長軸方向では対照時よりも緩和が大きくなるが、円周方向では逆に減少した。したがって、膠原線維の緩和はいずれの壁方向とも一致しない。

ちなみに、elastase 処理切片の弾性率 (最大応力/最大ひずみ) を計算すると、両方向ともに約 2×10^8 dyn/cm² となる。一方、無処置切片の弾性率は 3.6×10^5 dyn/cm² (長軸方向)、 2×10^5 dyn/cm² (円周方向) である。それゆえ、膠原線維の弾性率は静脈壁に比べて 500~1000 倍も高い。以上より、膠原線維は少なくとも生理的伸展状態では、静脈壁の特性を規定する成分にはなり得ない。

3・3 静脈壁の構築模型

血管成分と静脈壁の粘弾性的相関に関する上記の推論を裏付けるために、静脈切片の伸展前後における血管成分の構築変化を組織学的に検索した。Fig. 15 は観察結果をまとめ、模式的に描いたものである。

円周切片では伸展前において、平滑筋 (M) は線維に沿って平行配列している。弾性線維 (E) は断続的で、かつ波状を呈する。

Fig. 14 Normalized stress relaxation curves of longitudinal and circumferential strips from the external jugular vein pretreated with elastase.

Fig. 15 Schematic representation of stress development and relaxation in venous walls. M, E and C denote smooth muscle, elastin and collagen fibers, respectively. Each curve represents the time course of stress relaxation.

膠原線維 (C) はたるみが著明である。この切片を1.5倍引きのばすと、平滑筋は細長くなる。弾性線維はやはり断続的である。膠原線維のたるみはとれない。それゆえ、構造的には伸展時に円周方向の特性を発揮するのは主として平滑筋であると考えられる。粘弾性的にも応力緩和の大きい特性は同線維によるものとした訳であるから両者は一致する。

つぎに、伸展前における長軸切片をみると、平滑筋線維は縦断面を示している。弾性線維は連続的であるがたるみは僅かである。膠原線維はこの方向でもたるみが大きい。1.5倍伸展時には、平滑筋はやや縦長になる。弾性線維は緊張してくるが、膠原線維は未だ弛緩した状態にある。これらの構造変化から、伸展時に長軸方向の特性に関与する成分は弾性線維と平滑筋となる。一方、粘弾性的には、この方向を規定する成分は弾性線維とした訳であるから、両者は一致しない。しかし、弾性線維の弾性率は平滑筋の約3倍も高いこと、かつ両成分が平行配列していることから、長軸方向にはやはり弾性線維の特性が優勢に現われるものと考えられるので、両者に矛盾はない。

膠原線維は円周、長軸いずれの方向にも、壁の粘弾性を規定する成分にはならないと考えられる。

以上、静脈壁の組織学的ならびにレオロジー的分析から、主要血管成分の立体的構築模型を組み立てると Fig. 16 のようになる。まず、平滑筋は静脈壁に沿ってラセン状に配列しており²⁴⁾、かつ回転面は円周方向に近い。弾性線維は網目構造を呈するが、その中に縦長の亀裂が多数存在する。膠原線維も網目構造を示すが、各線維のたるみは著明である。それゆえ、膠原線維は静脈壁においても、その過伸展を防ぐ働きをするものと考えられる。

このような構築状態は主要静脈系全体にわたって一様に存在しており、かつ平滑筋の伸展性が他の成分に比べて、はるかに大き

Fig. 16 Architectural arrangements of smooth muscle, elastin and collagen fibers within venous walls.

い事実から、容量血管としての機能は円周方向に配列する平滑筋の特性に依存しているものと思われる。

3・4 動的粘弾性

主要静脈系は生体内では、右心房圧および呼吸運動による胸腔内圧の変化に伴って、その管壁は周期的な変形を繰り返している。それゆえ、静脈系においても、振動状態下における壁の動的特性を知る必要がある。そこで、各静脈部位の動的粘弾性を動脈壁と同じ条件で測定した。

Fig. 17 は長軸、円周方向の動的弾性率 (E') と動的粘性率 (η') を部位別にまとめたものである。まず、長軸方向では、 E' がいずれも $0.5 \sim 1.0 \times 10^5$ dyn/cm² の範囲で、周波数依存性は認められなかった。 η' の値は小さく、かつ周波数による変化もわずかであった。この結果を弾性線維と平滑筋の動的特性 (Fig. 5) と比較すると、この方向はどの部位も弾性線維に似た特性を示すことが分かる。一方、円周方向では、いずれも周波数が高くなるにつれて、 E' は増大していくのに対し、 η' は逆に減少していった。すなわち、どの部位も平滑筋と同じ挙動を示す。

3・5 静脈壁のレオロジーモデル

静脈壁のレオロジー特性は非線形形で、かつ異方性を示すが、これらは構成成分の構築と特性の相異に基因することが明らかに

Fig. 17 Mean values of dynamic elastic modulus (E') and dynamic viscous modulus (η') in longitudinal (solid circle) and circumferential (open circle) directions at different venous portions.

なった。しかれば、この様な特性はいかなるレオロジーモデルで表現できるのであろうか。これを求める手段として、応力緩和曲線を解析した。

まず、長軸方向の応力緩和曲線を18分間記録すると、Fig. 18のように、緩和がわずかしき起こらなかった。これを純弾性体に近い項靱帯の曲線と比べると、ほぼ同じ経過となる。それゆえ、長軸切片は G_E なる弾性率をもった spring に等価である。

つぎに、円周方向の曲線を小腸平滑筋と項靱帯の並列標本のそれと比較すると、Fig. 19 のごとくほぼ一致する。それゆえ、円周切片の特性は平滑筋と弾性線維が合成されたものになる。したがって、平滑筋のモデルが分かれば、円周切片のモデルを組み立てることは可能である。そこで、いま小腸平滑筋の応力緩和曲線から緩和弾性率と緩和時間の分布関数を求めると、Fig. 20 のようになる。

まず、緩和弾性率 $G(t)$ を時間の対数に対してプロットすると実線のようになる。つぎに、この曲線から各時間における勾配の絶対値 $(-dG(t)/d \log t)$ を求めると、 $\log t$ (t は緩和時間) に対して、点線のような経過をたどる。これは緩和時間の分布関数といわれるもので、ある緩和時間をもった Maxwell 要素が特性全体にどの位関与しているかを表している。換言すると、粘弾性的にみた緩和時間の存在密度を意味している。この曲線では、緩和時間が約10秒のところで値が最大になり、約100秒で急に減少

Fig. 18 Stress relaxation curves of nuchal ligament and longitudinal venous strip. Each curve represents the first five minutes and the last four minutes of the relaxation process during the experiment period of 18 minutes.

Fig. 19 Stress relaxation curves of circumferential venous strip and parallel combination of intestinal smooth muscle and nuchal ligament.

Relaxation modulus $G(t)$ and distribution function $M(\log t)$ of intestinal smooth muscle

Fig. 20 Relaxation modulus (solid line) and distribution function (broken line) curves of intestinal smooth muscle bundle deduced from the stress relaxation curve.

Mechanical model of circumferential strip

generalized Maxwellian model

Fig. 21 Mechanical models of circumferential venous strip.

するようないわゆる箱型分布関数に似た形を示す。それゆえ、小腸平滑筋は緩和時間が100秒以下の緩和機構をもつ粘弾性体であると考えられる。

これらの解析に基づいて、円周切片のレオロジーモデルを組み立てると、Fig. 21のように、平滑筋としては、緩和時間が100秒以下の種々の緩和時間をもつMaxwell要素が平行配列し、これに弾性線維としてspring(G_E)が並んだ、いわゆる一般化Maxwellモデルで近似することが出来る。

4. 総 括

主要血管系の種々な部位におけるレオロジー特性を検討し、さらに血管壁と主要構成成分(平滑筋、弾性線維、膠原線維)のレオロジー的相関を壁構造との関連において考察した。

1) 大動脈の近位部は長軸、円周両方向ともに若干の粘弾性を示

した。これより末梢になると、長軸方向は弾性的な性質を帯びてくるのに対し、円周方向では粘弾性が増加していった。主要静脈ではどの部位でも、長軸方向が弾性体に近い特性を示したのに対し、円周方向は粘弾性的であって、著明な異方性が認められた。

2) 弾性線維は純弾性体に近い特性を示したのに対し、平滑筋は顕著な粘弾性を示した。膠原線維の弾性率は血管壁や他の成分に比べてはるかに高いのが特徴的であった。

3) 血管成分のレオロジー特性に基づいて、主要血管の特性に対する血管成分の役割を考察すると、第1に、生理的状态で、血管壁の特性を規定する成分は平滑筋と弾性線維であって、膠原線維の関与は殆どない。第2に、大動脈近位部では平滑筋と弾性線維の特性が一樣に混在するが、特に弾性線維の特性が優位である。これより末梢になると、円周方向で平滑筋の特性が増大してくるのに対し、長軸方向では弾性線維の関与が大きくなる。第3に、主要静脈では一般に長軸方向は専ら弾性線維の特性により、円周方向は主に平滑筋の特性により規定される。以上の推論を裏付けるために、主要血管各部位における血管成分の構築を組織学的に検索した。

4) 主要血管のレオロジー的、組織学的分析に基づいて、各血管部位における主要成分の構築模型を組み立てた。

文 献

- 1) Burton, A.C., *Physiol. Rev.*, **34**, 619 (1954).
- 2) Harkness, M.L.R., R.D. Harkness, and D.A. McDonald, *Proc. Roy. Soc. London (Sec. B.)*, **146**, 541 (1957).
- 3) Apter, J.T., *Circul. Res.*, **19**, 104 (1966).
- 4) Azuma, T., and M. Hasegawa, *Jap. J. Physiol.*, **21**, 27 (1971).
- 5) Hasegawa, M., and T. Azuma, *The 1975 Symp. on Biomaterials*, p. 1 (1975).
- 6) Attinger, F.M.L., *Circul. Res.*, **22**, 829 (1968).
- 7) Tanaka, T.T., and Y.C. Fung, *J. Biomech.*, **7**, 357 (1974).
- 8) Krafka, J.Jr., *Am. J. Physiol.*, **125**, 1 (1939).
- 9) Roach, M.R., and A.C. Burton, *Canad. J. Biochem. Physiol.*, **35**, 681 (1957).
- 10) Zatsman, M., R.W. Stacy, J. Randall, and A. Eberstein, *Am. J. Physiol.*, **177**, 299 (1954).
- 11) Speden, R.N., *J. Physiol.*, **154**, 15 (1960).
- 12) Bergel, D.H., *J. Physiol.*, **156**, 445 (1961).
- 13) Bergel, D.H., *J. Physiol.*, **156**, 458 (1961).
- 14) Learoyd, B.M., and M.G. Taylor, *Circul. Res.*, **18**, 278 (1966).
- 15) Green, H.D., "*Medical Physics*", Vol. 1, p. 208 (1944), Year Book Publishers, Chicago.
- 16) Landis, E.M., and J.C. Hortenstein, *Physiol. Rev.*, **30**, 1 (1950).
- 17) MacWilliam, J.A., *Proc. Roy. Soc. London (Sec. B.)*, **70**, 109 (1920).
- 18) Guyton, A.C., G.G. Armstrong, and P.L. Chipley, *Am. J. Physiol.*, **184**, 253 (1956).
- 19) Azuma, T., and M. Hasegawa, *Biorheology*, **10**, 469 (1973).
- 20) Vonderlage, M., *Pflügers Arch.*, **303**, 71 (1968).
- 21) Pürschel, S., H. Reichel, and M. Vonderlage, *Pflügers Arch.*, **306**, 232 (1969).
- 22) Hass, G.M., *Arch. Path.*, **34**, 807 (1942).
- 23) Goto, M., and Y. Kimoto, *Jap. J. Physiol.*, **15**, 169 (1966).
- 24) Attinger, E.O., *IEEE Trans. Bio.-Med. Engineer.*, **16**, 253 (1969).