

総説

静脈コンプライアンス

森本 武利* 田中 義文**

循環系は心臓、動脈系、毛細血管系、および静脈系からなり、その機能は心臓のポンプ作用、動脈系の圧-流量関係、交換血管としての毛細血管の作用および静脈系の容量-圧関係に大別することが出来る。しかし静脈系の容量による循環調節に関しては、その重要性にもかかわらず前3者に比して研究がすくない。

静脈系の機能は、末梢の血液を心臓へ運ぶに止まらず、容量血管と呼ばれるごとく、循環血液量のはほぼ80%を蓄えている。静脈系コンプライアンスの変化は、その貯留量を変化させ、また心臓への還流量を変化させることにより、心拍出量を調節する。また静脈コンプライアンスは細胞外液の脈管内外における分布の決定因子としても重要な働きを持っている。さらに静脈系のコンプライアンスは、血液量と共に中心静脈圧の決定因子であって、中心静脈圧の変化は体液調節系、すなわち口渴およびADHによる体液調節系への入力としても重要である。

本文では、静脈コンプライアンスに関する各種の概念、測定法、コンプライアンスの変化とその生理機能について検討したい。

1. 脈管コンプライアンスに関する各種の概念

体血管コンプライアンス systemic vascular compliance は、血液量変化に伴う平均体血圧の変化から求められる。すなわち実験動物では、電気ショックなどにより心拍出を一時的に停止させ、動脈血液をポンプにより急速に静脈系に送り、動静脈の血圧が一致する圧を求める。この圧を、平均循環充満圧 mean circulatory filling pressure

(MCFP), または平均体血圧 mean systemic pressure, P_{ms} と呼ぶが、この測定を血液量を変化させて反復し、血液の変化量と平均循環充満圧の関係からコンプライアンスを求める。

この関係を図1に示した。すなわち正常血液量 V のレベルにおいて、一つの MCFP が定まり、

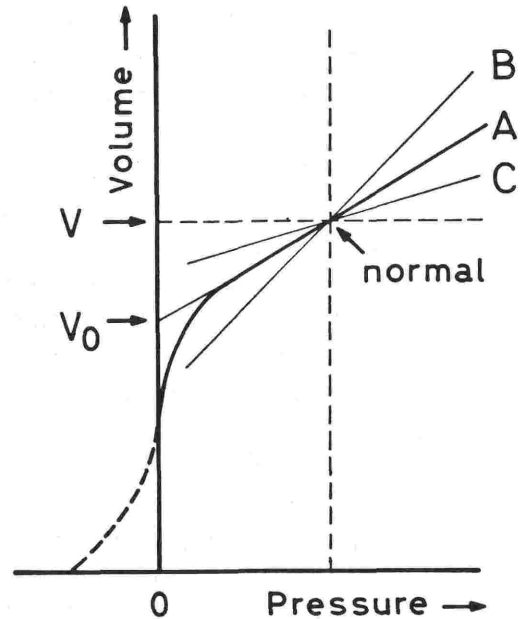


図1 脈管系の圧-容量関係

V を正常血液量とすると、 V からの血液の変化量 ΔV によって生じる圧変化 ΔP の比、 $\Delta V/\Delta P$ が脈管系のコンプライアンスであり、直線Aの勾配に相当する。また直線AとY軸の交点、すなわち圧が0になる血液量を unstressed blood volume (V_0) と呼び、 $V - V_0$ を stressed blood volume と呼ぶ。動脈系のコンプライアンスは静脈系のコンプライアンスの1/30であり、血液量の80%は静脈系に存在するので、静脈系のコンプライアンスは、循環血液量と中心静脈圧の関係から求めることが出来る。

*京都府立医科大学第一生理学教室

**京都府立医科大学麻酔科学教室

血液量を増減させることにより、それぞれその血液量における MCFP が定まる。この両者の関係をプロットすることにより、曲線Aが求められる。血液量が充分小さくなるまでは、両者の間には直線関係が得られ、この直線の勾配が体循環系のコンプライアンス (systemic vascular compliance) である。すなわち単位圧変化を引き起こすために必要な血液量の変化と MCFP の変化量の比、 $\Delta V/\Delta P$ であって、単位は体重で正規化し、 $\text{ml}\cdot\text{mmHg}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$ で表す。正常なコンプライアンスをAとすると、コンプライアンスの増加した状態がB、減少した状態がCである。血液量をさらに減少させ0に近づけると、血液を引くのに、負の圧が生じる。

コンプライアンスの類似語としてキャパシテイ、容量があるが、これは一定の圧において、その血管系が含み得る血液量であって、図1のVに相当する。一方Aの直線部分を圧0にまで外挿した場合の血液量 V_0 を unstressed blood volume と呼び、血管床の体積に見合った血液量であって、この血液量では、脈管系に圧は生じない。これ以上どれだけの血液量が存在するか、およびその血管のコンプライアンスによって、MCFP が定まり、この血液量が stressed blood volume と呼ばれ、 $V-V_0$ に相当する。今これらの関係を体循環系のコンプライアンスを C_s 、循環血液量をV、unstressed blood volume を (V_0) として数式で表すと、次のようになる。

$$\text{MCFP}=(V-V_0)/C_s$$

$$\text{また } C_s=(V-V_0)/\text{MCFP}$$

ここで $V-V_0$ は stressed blood volume であって、MCFP は stressed blood volume と C_s の比で、また C_s は stressed blood volume と MCFP の比で決ることが示される。さらにこの関係は、平均体血圧が stressed blood volume と脈管系のコンプライアンスで決定されることを示し、またコンプライアンスは stressed blood volume と MCFP との関係から決定されることを示している。

平均循環充満圧は心臓への preload であって、心拍出量の決定因子として重要であるが、コンプライアンスの変化、および unstressed blood volume の変化によっても調節されることは、これらの関係から明らかである。

以上に述べたコンプライアンスは、容量変化負荷後時間の経過と共に増加を示す¹⁾。この変化は Guyton らにより、遊離外頸静脈血管に関して詳細に検討され、delayed compliance と呼ばれている²⁾。また血液量を変化させた場合にも、平均体血圧に同様な変化が認められ、これは血管床の stress relaxation という名で呼ばれている³⁾。これには血管壁の粘性要素が関係することは明かであるが^{4,5)}、しかし静脈系においては、いわゆる unstressed blood volume が時間的に変化することも関与する (後述)。

2. 循環系コンプライアンスの部位差

以上は体循環系全体のコンプライアンスについて述べた。しかし脈管コンプライアンスは循環系の各区分、動脈系、毛細血管系および静脈系によって大きく異なる。動脈系には全血液量の約15%、毛細血管に0.3%、毛細血管後細静脈に3.6%で残りの約80%が静脈系に存在する⁶⁾。また循環系の圧降下は毛細管後細静脈以降はほとんど認められず、これ以降の静脈をまとめて容量血管と呼ぶ。循環系の各部位におけるコンプライアンス値を比較すると、動脈系のコンプライアンスは静脈系のそれの約1/30であり、また毛細血管は内被細胞のみで弾性繊維などを含まず、そのコンプライアンスは無視することが出来る。従って、1. で述べた体循環系のコンプライアンスは、静脈系のコンプライアンスとして用いることが出来る。

次にコンプライアンスの臓器差の報告値を表1に示した。肝臓でもっとも大きく、次いでこの例ではイヌのデータであるため脾臓が大きな値を

表1 臓器のコンプライアンス

	コンプライアンス ⁶⁾	心拍出量の分布 ⁸⁾
	$\text{ml}\cdot\text{mmHg}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$ tissue wt	%
脳	—	14
小 臓	—	5
肝 臓	25—30 ⁷⁾	23
腸 管	2.0—3.4	
筋	—	18
皮 膚	—	4
四 肢	0.48	—
その他	—	14

コンプライアンス値は肝臓⁷⁾ 以外は Rothe⁶⁾ より、心拍出量の分布は Folkow & Neil⁸⁾ より引用。

示し、腸管では平均的な値をとり、皮膚では非常に小さい。これらそれぞれの臓器において、図1に示した圧-容量関係が成立し、各臓器に特有のコンプライアンス値が存在する。この表では各臓器重量当りの値で示してあるが、これを臓器重量当たりの stressed blood volume で補正し、それぞれの値を加えたものが体静脈コンプライアンスとなる。各臓器の stressed blood volume の報告値はなく、表1には心拍出量の分布比を示した。いずれにしても、やはり腹部内蔵のコンプライアンスが重要な役割を有することが示される。

3. 静脈コンプライアンスの測定法

前述のごとく、平均循環充満圧を用いて体循環系のコンプライアンスを測定するには、一時的にはあるが、心停止の必要があり、応用範囲も限られる。その他にも静脈コンプライアンスを測定する方法があり、これらの主なものについて述べ

る。なおヒト、イヌおよびラットについて、各種の方法によって求められたコンプライアンスの報告値を表2にまとめて示した。

1) ヒトにおける測定

Echt ら¹⁰⁾ は 500 ml の 6% dextran 溶液を輸液し、その後 1000 ml の脱血と 500 ml の再輸血を約18分間で行い、この経過中の中心静脈圧の変化を測定し、両者の変化から体循環系のコンプライアンスを求めた。しかしこの際には負荷量そのものを血液量の変化とし、毛細血管を介する水分移動については補正していないので、このコンプライアンスを“effective compliance”と呼んでいるが、表2に示すごとく、他の報告とよく一致している。15 μg/min で norepinephrine を投与すると、この effective compliance は約25%の減少を示した。この測定法でも、すでに述べたごとく動脈系のコンプライアンスが静脈系の1/30であり、肺循環系のコンプライアンスが静脈系の1/10

表2 体静脈コンプライアンスの報告値

対象	測定条件等	コンプライアンス値 ml·mmHg ⁻¹ ·kg ⁻¹ body wt.	文献
ヒト	横臥位	2.7	Gauer et al. (1956) ⁹⁾
"	"	2.3	Echt et al. (1974) ¹⁰⁾
"	" (norepinephrine)	1.7	"
"	座位	3.3	Koubenec et al. (1975) ¹¹⁾
"	横臥位 (正常)	2.08	London et al. (1978) ¹²⁾
"	横臥位 (高血圧)	1.49	"
イヌ		1.1	Guyton et al. (1956) ¹³⁾
"		2.3	Richardson et al. (1961) ¹⁴⁾
"		2.3	Harlan et al. (1967) ¹⁵⁾
"	t=10 sec	1.95	Shoukas et al. (1971) ¹⁾
"	t=2 min	2.44	"
"	t=10 sec	1.15	Shoukas et al. (1973) ¹⁶⁾
"	t=3 min	2.06	"
"		3.3	Green (1974) ¹⁷⁾
"	t=0.5 min, MCFP	2.60	Dress et al. (1974) ¹⁸⁾
"	t=5 min, MCFP	4.17	"
"		1.7	Caldini et al. (1974) ¹⁹⁾
"	意識下	2.9	Holtz et al. (1981) ²⁰⁾
"	麻酔下	1.79	島津ら (1981) ²¹⁾
"	意識下	1.60	"
"	t=2 min	2.0	Morimoto et al. (1984) ²²⁾
"	t=10 min	5.1	"
ラット	意識下, MCFP	3.13	Samar et al. (1979) ²³⁾
"	SHR, MCFP	2.91	"
"	spinal section, MCFP	3.3	Trippodo (1981) ²⁴⁾
"	麻酔下, t=10 min	4.5	Nose et al. (1984) ²⁵⁾

であることから、この値が体循環静脈系のコンプライアンスを反映していると考えている。また心拍出量が一定であるという仮定も入っている。

2) 実験動物における測定

動物実験では、実験条件の設定がより容易となり、Shoukas & Sagawa^{1,16)} は開胸したイヌについて、心臓への還流量をポンプを用いて一定に保ち、血液量の約5%を脱血した場合のコンプライアンスを時間経過を追って測定した。そして電気回路とのアナロジーより、心拍出量(I)を一定に保ち、血圧(E)が一定であれば、各臓器容量(C₁, C₂, ...)に生じる血液変化量の和(Σq)から体コンプライアンスを $C_T = \Sigma q / E$ にて求められること示した。ここで C_T は各臓器容量の和(C_T = C₁ + C₂ + ...)である。

Dress and Rothe¹⁸⁾ は電気ショックにより約10秒間の心停止を起こさせ、平均体血圧を求めることにより、心拍出量変化の影響を除外して体静脈血管コンプライアンスを測定し、時間経過と共にコンプライアンスが変化すくこと、またnorepinephrineによりコンプライアンスが減少し、hexamethoniumでコンプライアンスが増加することを報告している。

島津ら²¹⁾ は右心バイパスポンプの拍出量を急速に変化させ、この際の心拍出量-中心静脈圧曲線の変化から、体静脈血管コンプライアンスを求めている。また Ross ら、Longnecker らは大静脈閉塞時の中心静脈圧変化から、体静脈コンプライアンスを求めているが、この場合には主として大静脈のコンプライアンスであって、直径 1 mm 以下の静脈にまで血液量の変化が平衡するには、30-60秒が必要とされている¹⁾。

以上の測定では、いずれも血液量を変化させた後、数分間の測定時間内には、毛細血管を介する水の出入りはなく、血液量は一定であるという前提がある。そこでわれわれは循環血液量の連続測定法を開発し、循環血液量の実測値を用いて循環系のコンプライアンスを測定した。

われわれの循環血液量連続測定法の模式図を図2に示す。まずイヌの大腿動静脈にシャントを作り、この測定系に血液をバイパスさせる。この測定回路内にはまず一定速度の脱血ポンプがあり、ついで電気伝導度セルを用いて血液のヘマトクリット値を連続的に測定する²⁶⁾。ついで γ-カウン

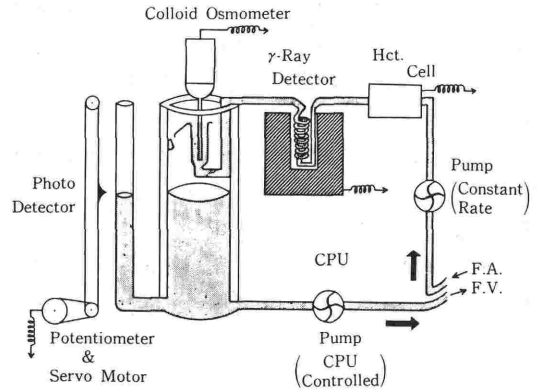


図2 循環血液量、ヘマトクリット値、膠質浸透圧の連続測定法。文献27)より引用。

ターに血液を導き、⁵¹Crでラベルした赤血球の希釈法を用いて血液量を連続的に測定する。血液の膠質浸透圧は針型の膠質浸透圧計を用いて連続的に測定し、ついで液面計と連動したリザーバーに血液を導き、その中の血液量を CPU オンラインでポンプの速度を調節することによって、イヌ体内の血液量を変化させることも可能である²⁷⁾。

この方法を用いてイヌに輸血および脱血を負荷した場合の循環血液量の変化を示したのが図3である。直線で示したのが脱血量および輸血量で、10分間をかけて循環血液量の15%に相当する血液量の変動を加え、その後の血液量の変動を50分間にわたって連続的に測定し、その値を11例の平均値と標準偏差で示したものである。図から明らか

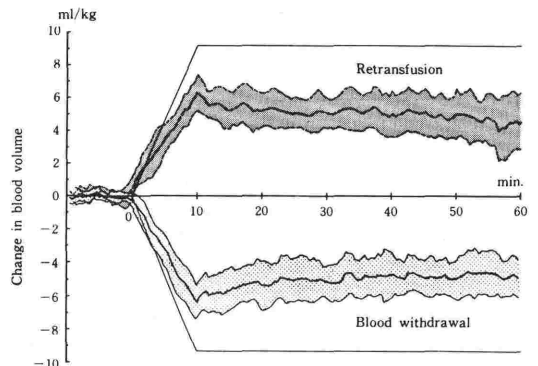


図3 脱血及び輸血時の血液量の変化。

血液量の変化は11例の平均値と標準偏差で示す。直線は脱血量、輸血量を示し、実測値との差は毛細血管を介する水分移動を示す。文献28)より引用。

なように血液量の変化は10分間の負荷終了時で負荷量の約70%，負荷後50分の平衡時で約50%の変化を示すに過ぎない。すなわち血液量に変化を加えても細胞外液による調節機構が働き、輸血時には血漿が間質へ移行して血液量の増加量は50%に止まる。一方脱血を負荷しても間質より脱血量の50%の水分が補われ、血液量は脱血量の半分しか変化しないことを示している²⁸⁾。

同様な血液量の変化はリンガー液等を輸液した場合にも認められ、輸液後1時間以内に輸液された液の約80%が脈管系から間質系へ移動する²⁹⁾。図2からも明らかなように、輸血および脱血開始後の約2分は負荷量と測定値はほぼ一致するが、それ以降では間質との水分移動により差が生じている。

図4はこの方法を用いて、血液量の15%に相当するリンガー液を、10分間をかけて輸液した際の血液量と中心静脈圧の変化を示したものである。各測定点は輸液開始後30秒ごとの血液量および中心静脈圧の増加量である。図から明らかなように、輸液開始後約2分間は比較的血液量の増加率が小さく、この間の圧-容量関係からコンプライアンスを計算すると、その値はほぼ $2 \text{ ml} \cdot \text{mmHg}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$ となり、従来の他の報告と良く一致する。

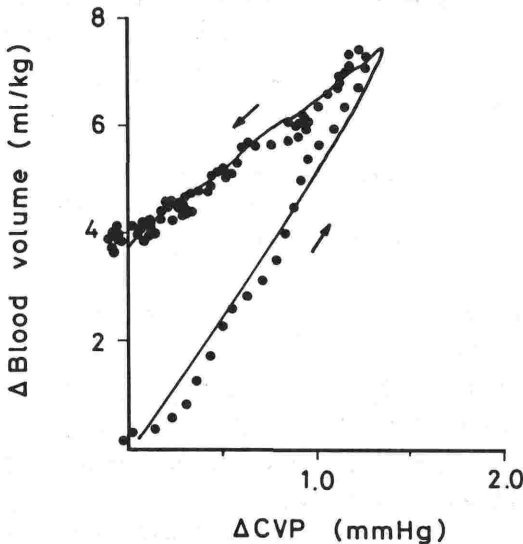


図4 輸液時の中心静脈圧と血液量の変化。

各点は30秒ごとの測定値で実線は Maxwell model によるシミュレーション。直線的に増加する範囲が10分間の輸液中の値で、その後の値が回復期50分の値。回復期に著大な delayed compliance が認められる。

しかし2分以降10分迄の輸液中の圧-容量関係は、ほぼ2倍の勾配をもって、直線的に増加する。さらに輸液終了後の関係をみると、約40分で中心静脈圧はもとの値に戻るが、血液量はもとへは戻らず、この例では輸液量の約50%が脈管系の delayed compliance ないしは stress relaxation により脈管内に血液量の増加として保持されたことを示している。われわれは単に輸液後2分間に認められる、脈管系の物理的なコンプライアンスに止まらず、生体の調節反応をも含めたコンプライアンスを測定することを目的として、この圧-容量関係を、rheology の分野で用いられている、Maxwell の粘弾性モデルを用いて数値化することを試みた。すなわち Maxwell element の動特性は、 $dT/dt = kdx/dt - (k/\eta)T$ で表される。ただしここでTは tension, kは弾性係数, xは変位, k/η は粘性係数である。この関係を脈管系に当てはめると、次式になる。

$$\frac{dP}{dt} = \frac{1}{C} \times \frac{dV}{dt} - \frac{1}{C \times \eta} (P - P_0) \quad \dots\dots(1)$$

すなわち脈管系の弾性係数を $1/C$ にて、また粘性係数を $1/(C \times \eta)$ にて定量化するわけである。実際の手順としては、図4に示した測定点を、最小2乗法によって(1)式に fitting させて、Cおよび η の値を求めた。この解析の利点としては、単に脈管系の物理的な弾性要素を数値化するに止まらず、生理的な調節反応をも含めたコンプライアンスを求めることが出来、また現在まで数値化されていなかった、stress relaxation ないしは delayed compliance を数値化することが出来ることである。またわれわれは同時に間質のコンプライアンスおよび delayed compliance, 毛細血管の透過係数をも求めることに成功した。その結果、脈管内と間質との間での水分移動には、Starling の力が働くが、脈管と間質のコンプライアンスがそれぞれの部位における Starling 力に feedback をかける。従って、最終的な血液量および間質液量は、両液層のコンプライアンス比によって決定されることが示された。その詳細に関しては、われわれの論文に譲る⁵⁾。

4. 静脈コンプライアンスの変化

われわれはこの循環血液量の連続測定による静脈系のコンプライアンス測定法を用いて、高体

表3 各種実験条件によるコンプライアンス値

実験条件	コンプライアンス $\text{ml} \cdot \text{mmHg}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1} \text{ body wt.}$	Stress relaxation min^{-1}	文 献
イヌ (麻酔下)			
control	5.1 ± 2.5	0.4	Morimoto et al. ²²⁾
hyperthermia (40.5°C)	3.8 ± 1.3	0.03	"
hypothermia (30°C)	6.2 ± 0.9	0.02	Nose ³⁰⁾
total spinal block	13.1	0.001	重見ほか ³²⁾
ラット			
麻酔下 control	4.5 ± 1.2	0.47	Nose et al. ²⁵⁾
意識下 control	3.6 ± 1.8		未発表データ
意識下高温順化	4.0 ± 1.5		"

total spinal block のコンプライアンスおよび stress relaxation に関しては、平均値について計算した。

温²²⁾, 低体温麻酔時³⁰⁾などに際する静脈コンプライアンス値を求め、循環および体液調節に及ぼす静脈系コンプライアンスの役割について検討してきた。その値を表3に示してあるが、controlに比して高体温時にはコンプライアンスの減少が認められ、コンプライアンスの大きい内蔵からコンプライアンスの小さい皮膚血管への血流の再分布を、また低体温ではその反対の反応を説明する所見が得られた。

また意識下ラットを用いて、血液量と中心静脈圧を連続的に測定し、意識下でのコンプライアンスの測定に成功したが、その結果によると従来の麻酔下のデータに比較してやや低い値が得られた。

一方イヌを用いて total spinal block のもとで、同様の実験を行った³¹⁾。その結果の一例を図5に示したが、コンプライアンスは13.1と非常に大きな値が得られた。すなわち神経の影響のない血管では、そのコンプライアンスは非常に大きな値を示すが、神経活動によってその値が種々のレベルに調節されていると結論出来る。さらに興味を惹くことは、いわゆる delayed compliance に相当する hysteresis が消失し、輸液後も輸液時とほぼ同じ圧-容積関係を示すことである。このことは、単一血管ではなく、生体全体の脈管コンプライアンスを対象とするときには、delayed compliance の神経による調節が、非常に重要であることを示している。

5. おわりに

静脈系のコンプライアンスを $5 \text{ ml} \cdot \text{mmHg}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$ 、 $\text{mmHg}^{-1} \cdot \text{kg}^{-1}$ とし、mean circulatory filling

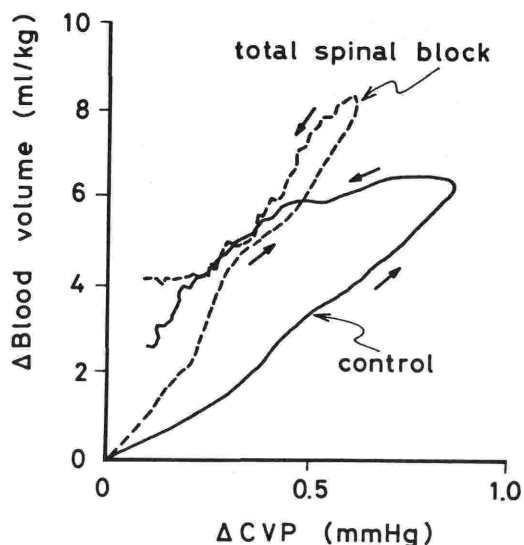


図5 Total spinal block をしたイヌにおける脈管コンプライアンス。

control (実線) に比べ、total spinal block では、コンプライアンスが増加し、delayed compliance が認められない。

pressure を 7 mmHg とすると、stressed blood volume は $35 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1}$ であり、全血液量 ($80 \text{ ml} \cdot \text{kg}^{-1}$) の約30%を占める。循環血液量の30%に及ぶ急速な失血が循環虚脱を招くことは良く知られている。このことは stressed blood volume の重要性を示すものである。

今後の問題点としては、静脈系のコンプライアンスと共に、stressed blood volume および unstressed blood volume の調節に関しても解析することによって、静脈系の調節機構がさらに解明されて行くものと考えられる。

文 献

- 1) Shoukas, A. A., Sagawa, K.: Total systemic vascular compliance measured as incremental volume-pressure ratio. *Circ. Res.* 28:277-289, 1971.
- 2) Porciuncula, C. I., Armstrong, G. G., Jr., Guyton, A. C., Stone, H. L.: Delayed compliance in external jugular vein of the dog. *Am. J. Physiol.* 207:728-732, 1964.
- 3) Prather, J. W., Taylor, A. E., Guyton, A. C.: Effect of blood volume, mean circulatory pressure, and stress relaxation on cardiac output. *Am. J. Physiol.* 216:467-472, 1969.
- 4) Gow, B. S.: Circulatory correlates: vascular impedance, resistance, and capacity, In *Handbook of Physiology, Section 2: The Cardiovascular System, Vol. II. Vascular smooth muscle, Chapter 14*, American Physiological Society, Bethesda, pp. 353-408, 1980.
- 5) Isogai, Y., Nose, H., Miki, M., Morimoto, T.: Dynamics of fluid movement between intravascular and interstitial spaces. *J. Theor. Biol.* 100:305-317, 1983.
- 6) Rothe, C. F.: Venous system: physiology of the capacitance vessels. In *Handbook of Physiology, Section 2: The Cardiovascular System, Vol. III. Peripheral Circulation and Organ Blood Flow, Part 1, Chapter 13*, American Physiological Society, Bethesda, pp. 397-452, 1983.
- 7) Greenway, C. V., Seaman, K. L., Innes, I. R.: Norepinephrine on venous compliance and unstressed volume in cat liver. *Am. J. Physiol.* 248: H468-H476, 1985.
- 8) Folkow, B., Neil, E.: *Circulation*. Oxford Univ. Press, London, p. 12, 1971.
- 9) Gauer, O. H., Henry, J. P., Sieker, H. O.: Changes in central venous pressure after moderate hemorrhage and transfusion in man. *Circ. Res.* 4:79-84, 1956.
- 10) Echt, M., Duweling, J., Gauer, O. H., Lange, L.: Effective compliance of the total vascular bed and the intrathoracic compartment derived from changes in central venous pressure induced by volume changes in man. *Circ. Res.* 34:61-68, 1974.
- 11) Koubenec, H. J., Gauer, O. H.: Effective compliance of the total vascular system of man sitting and immersed in a bath. *Pflueg. Arch. Europ. J. Physiol.* 355: (Suppl.) R24, 1975, cited by Gow (4).
- 12) London, G. M., Safar, M. E., Simon, A. C., Alexandre, J. M., Levenson, J. A., Weiss, Y. A.: Total effective compliance, cardiac output and fluid volumes in essential hypertension. *Circulation* 57:995-1000, 1978.
- 13) Guyton, A. C., Armstrong, G. G., Chipley, P. L.: Pressure-volume curves of the arterial and venous systems in live dogs. *Am. J. Physiol.* 184:253-258, 1956.
- 14) Richardson, T. Q., Stallings, J. O., Guyton, A. C.: Pressure-volume curves in live, intact dogs. *Am. J. Physiol.* 201:471-474, 1961.
- 15) Harlan, J. C., Smith, E. E., Richardson, T. Q.: Pressure-volume curves of systemic and pulmonary circuit. *Am. J. Physiol.* 213: 1499-1503, 1967.
- 16) Shoukas, A. A., Sagawa, K.: Control of total systemic vascular capacity by the carotid sinus baroreceptor reflex. *Circ. Res.* 33:22-33, 1973.
- 17) Green, J. F., Attix, E.: Volume-pressure hysteresis in the peripheral venous system of the dog. *Fed. Proc.*, 33:333, 1974.
- 18) Dress, J. A., Rothe, C. F.: Reflex venoconstriction and capacity vessel pressure-volume relationships in dogs. *Circ. Res.* 34:360-373, 1974.
- 19) Caldini, P., Permutt, S., Waddell, J. A., Riley, R. L.: Effect of epinephrine on pressure, flow, and volume relationships in the systemic circulation of dogs. *Circ. Res.* 34:606-623, 1974.
- 20) Holtz, J., Bassenge, E., Kinadeter, H., Kolin, A.: Increased effective vascular compliance and venous pooling of intravascular volume during sustained venodilation in conscious dogs. *Basic Res. Cardiol.* 76:657-669, 1981.
- 21) 島津秀昭, 山越憲一, 神谷 瞭, 戸川達男: 循環平衡過程の動的解析とそれに基づいた静脈系コンプライアンスの測定. *医用電子と生体工学*, 19: 216-223, 1981.
- 22) Morimoto, T., Miki, K., Nose, H., Itho, T., Yamada, S.: Changes in vascular compliance during hyperthermia. *J. Therm. Biol.* 9:149-151, 1984.
- 23) Smar, R. E., Coleman, T. G.: Mean circulatory pressure and vascular compliances in the spontaneously hypertensive rat. *Am. J. Physiol.* 237:H584-H589, 1979.
- 24) Trippodo, N. C.: Total circulatory capacity in the rat: Effects of epinephrine and vasopression on compliance and unstressed volume. *Circ. Res.* 49:923-931, 1981.
- 25) Nose, H., Yamada, S., Morimoto, T.: Transvascular fluid shift and thoracic duct lymph: analysis of lymph formation in the rat. *Jpn. J. Physiol.* 34:713-729, 1984.
- 26) Tanaka, Y., Morimoto, T., Watari, H., Miyazaki, M.: Continuous monitoring of circulating blood hematocrit. *Jpn. J. Physiol.* 26:345-353, 1976.
- 27) Tanaka, Y., Morimoto, T., Miki, K., Nose, H., Miyazaki, M.: On-line control of circulating blood volume. *Jpn. J. Physiol.* 31:427-431, 1981.
- 28) Morimoto, T., Miki, K., Nose, H., Tanaka, Y., Yamada, S.: Transvascular fluid shift after blood volume modification in relation to compliances of the total vascular bed and interstitial fluid space. *Jpn. J. Physiol.* 31:869-878, 1981.
- 29) Miki, K., Morimoto, T., Nose, H., Itho, T., Yamada, S.: Canine blood volume and cardiovascular function during hyperthermia. *J. Appl. Physiol.* 55:300-306, 1983.
- 30) Nose, H.: Transvascular fluid shift and redistribu-

tion of blood in hypothermia. Jpn. J. Physiol.
32:831-842, 1982.

31) 重見研司, 夏山 卓, 橋本 悟, 田中義文, 宮崎正

夫: 脈管コンプライアンスに与える全脊髄ブロック
の影響. 第34回日本麻酔学会総会抄録, p. 127,
1987.