

血圧の生理学

誌名	動物の循環器 = Advances in animal cardiology
ISSN	09106537
著者名	勝田, 新一郎
発行元	獣医循環器研究会
巻/号	52巻1号
掲載ページ	p. 1-10
発行年月	2019年

農林水産省 農林水産技術会議事務局筑波産学連携支援センター
Tsukuba Business-Academia Cooperation Support Center, Agriculture, Forestry and Fisheries Research Council
Secretariat



総説

血圧の生理学

勝田新一郎

福島県立医科大学医学部 細胞統合生理学講座
〒960-1295 福島県福島市光が丘1番地

(受理 2019年7月29日)

Physiology of Blood Pressure

Shin-ichiro KATSUDA

*Department of Cellular and Integrative Physiology,
Fukushima Medical University School of Medicine, 1 Hikari-ga-oka, Fukushima 960-1295, Japan*

要約

循環系は、心臓のポンプ作用により高い圧をかけて血液を全身の組織に送るために必要不可欠である。血圧とは、心臓から駆出された血液が血管壁を押す圧力であり、心臓の収縮・弛緩に伴う変化を連続的に記録したものが圧脈波曲線である。血管は、弾性動脈、筋性動脈、小・細動脈、毛細血管、小・細静脈、静脈、大静脈に分類され、それぞれの機能を発揮するために適した構造をなしている。血圧は、心機能（心収縮力や心拍数など）、血管壁の伸展特性、末梢血管の緊張度（末梢血管抵抗）などを反映しており、さらに、遺伝的素因や環境因子、ストレスなど様々な因子にも影響される。血圧は、低すぎると末梢からの血液需要に十分応えられず、高すぎると心臓、脳、腎臓などの重要な臓器に重篤な障害を与えうる。血圧測定を行うことで、心電図検査や心エコー図検査では得られない血管や末梢血行動態の状態も推定することができ、高血圧に伴う臓器障害の予測や治療効果の評価などに非常に有用である。

キーワード：圧脈波、心機能、血管壁の形態、末梢血行動態、高血圧、臓器障害

1. はじめに

循環系は、脊椎動物においては生命を維持するために欠かせない系である。仮に循環系が存在しないとすれば、酸素や水、各栄養素などは細胞の間隙を拡散して各細胞に供給しなければならない。拡散にある程度の距離があれば、上

連絡先：勝田新一郎
福島県立医科大学医学部 細胞統合生理学講座
〒960-1295 福島県福島市光が丘1番地
TEL: 024-547-1128
FAX: 024-547-1128

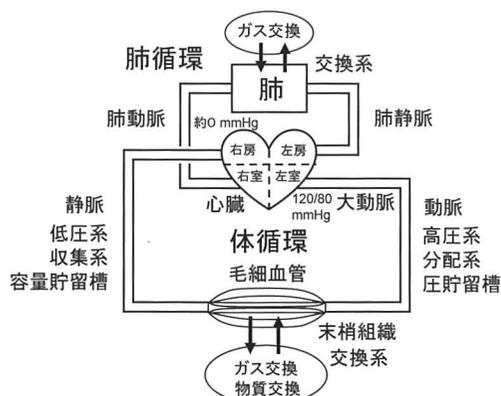
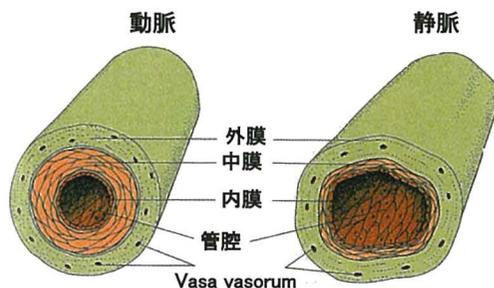


図1 循環の機能的区分

記物質の各細胞への供給は非常に能率が悪く、正常な生命を維持することは困難になる。実際には、海綿動物では口に続く腔腸から水や酸素、栄養素などを取り入れ、細胞の隙間を拡散することにより各細胞に供給しており、腔腸が消化器と循環器の役割を担っていると考えられる。昆虫では背脈管が存在し、体液を能率よく循環させている。

脊椎動物になると体が大きくなり、循環系の存在が不可欠となる。心臓のポンプ作用により圧をかけて血液を血管内に送り出し、末梢の毛細血管から拡散することにより酸素、水、電解質、栄養素やホルモンなどの調節物質が各細胞に供給される。末梢組織まで能率よく必要な物質を輸送するためには小・細動脈の入り口付近まで高い圧がかかっており、動脈系は高圧系、分配系であるとともに圧貯留槽でもある¹⁾。一方、静脈系は低圧系、収集系であるとともに、血液の2/3近くが存在する容量貯留槽でもある¹⁾。毛細血管床は末梢組織との間でガス交換や物質交換を行う交換系である¹⁾(図1)。

本総説では、血管壁の形態的・機能的特徴、圧脈波の性状とその成分、圧脈波の反射、血圧に影響を与える因子、血圧測定の意義ならびに



A. シェフラー & S. シュミット著、からだの構造と機能、第一版、三木明徳、井上貴夫、監訳、西村書店、1998年

図2 血管壁の構造 (模式図)

血圧測定法について基礎事項を中心に概説する。

2. 血管の形態的・機能的特徴

動静脈ともに内腔側より一層の内皮細胞からなる内膜、中膜、外膜で構成される(図2)。主な構成成分は、弾性線維を構成するエラスチン、膠原線維を構成するコラーゲンおよび平滑筋である。構成成分の割合や配列は、血管の部位により大きく異なっている。近位大動脈では弾性成分の割合が高く、縦横にしっかり編まれた構造を取り、壁は厚い(図3A)。駆出された血液により壁が伸展され、Windkessel理論²⁾によりエラスチン線維の弾性復元力によって拡張期にも連続的に血液が末梢部位へと送られる。この部位では、弾性動脈としての性質を発揮するのに都合がよい構造である^{3~5)}。筋性動脈では、エラスチン線維の網目構造のところどころに裂け目(crack)が現れ、全構成成分に占めるにその割合は小さく、一方で、平滑筋の割合は相対的に高くなる^{3~5)}。静脈ではエラスチン線維と平滑筋の割合が動脈と比べて著しく少なく、壁は非常に薄く、粘弾性的性質が顕著である^{3~5)}(図3B)。これは、血液を貯留するのに適した構造である。毛細血管壁は一層の内皮細胞と基底膜から構成され、血流速度も遅いため、血球

	Muscle	Elastin	Collagen
proximal aorta			
distal aorta			
peripheral artery			

長谷川 & 東、日本レオロジー学会誌：9、1981

図3A 動脈壁の主要構成成分とその配列

Muscle	Elastin	Collagen

長谷川 & 東、日本レオロジー学会誌：9、1981

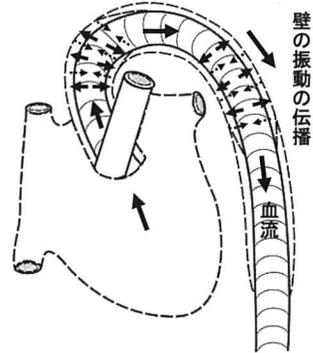
図3B 静脈壁の主要構成成分とその配列

や膠質タンパク質など分子量の大きい物質を除いて間質腔との間でガス交換や物質交換を行うには都合がよい。

3. 血圧の生理学的基礎

1) 血圧とは

血圧とは簡単にいえば、心臓から駆出された血液が血管壁にかかる圧力である。一般に血圧は動脈の内圧を指し、静脈の内圧なら静脈圧、毛細血管の内圧なら毛細血管圧といわれる。血圧は様々な因子が複雑に関与しているため非常



Guyton AC & Hall JE, Textbook of Medical Physiology, 10th ed, WB Saunders, 2000. 一部改変

図4 大動脈における血管壁の振動の伝播

に変動が多いが、心血管系の重要な情報が含まれている。周知のように、心臓の収縮に伴って駆出された血液により、まず、上行大動脈（前大動脈）の壁が伸展され、拡張期には前述したように伸展された壁の反発力で血液が末梢動脈へと送られる²⁾。駆出により生じた大動脈壁の振動は、血液の流れよりはるかに速いスピード（近位大動脈では血流速度の約10倍）で末梢動脈へと伝わっていく⁶⁾（図4）。この振動は、大動脈からその分岐動脈へと伝わり、橈骨動脈や総頸動脈、大腿動脈、膝窩動脈、前および後脛骨動脈、足背動脈などで脈として触知される。上腕動脈や橈骨動脈のほか、前および後脛骨動脈は犬や猫で血圧測定に用いられている。

2) 圧脈波の性状と反射

正常な圧脈波は⁷⁾、心臓に近い中枢部位では図5にウサギでの記録例を示すように、等容性収縮による小さな前隆起(pre-wave)の後、大動脈弁の解放とともに急峻な立ち上がりを示し、外向きに凸の変曲点（いわゆる肩；shoulder）が現れる。肩までの高さが主に心臓からの駆出を反映する収縮期前方成分である。変曲点を過ぎると立ち上がりやや緩やかになり、ピークに達する。その後やや圧は下降するが、小さな隆起（潮浪波；tidal wave）が見られることが

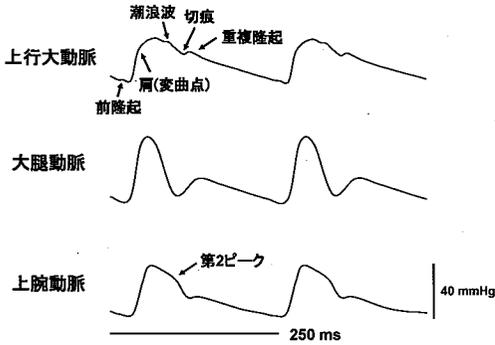


図5 動脈の各部位における圧脈波波形 (ウサギ)

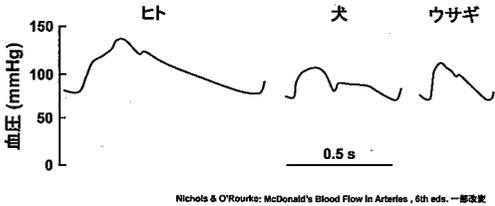


図6 ヒト, 犬, ウサギにおける上行大動脈圧脈波波形

ある。続いて大動脈弁閉鎖に伴う切痕 (incisura) と重複隆起 (dicrotic wave) が見られ、圧は連続的に下降する。最も下降した時点で拡張期血圧を示す。上行大動脈圧脈波は、基本的なところは同じであるが、その性状は動物によって多少のバリエーションが示されている⁷⁾ (図6)。圧脈波はどの動脈部位でも同じ波形を示すのではなく、部位により大きく異なっている⁷⁾ (図5)。一般に、大腿動脈などの末梢の太い動脈では、立ち上がりが大動脈の圧脈波よりさらに急峻になり、ピーク (収縮期血圧) が上昇し、切痕が不明瞭となる。拡張期血圧は、末梢の太い動脈では僅かに低下する。上腕動脈では、最初のピークの後、わかりにくい第2ピークが存在する。

動脈は分岐を繰り返しながら末梢部位ほど内径が小さくなる (先細り; tapering)。本来なら末梢動脈では振幅 (脈圧) が減少するはずで

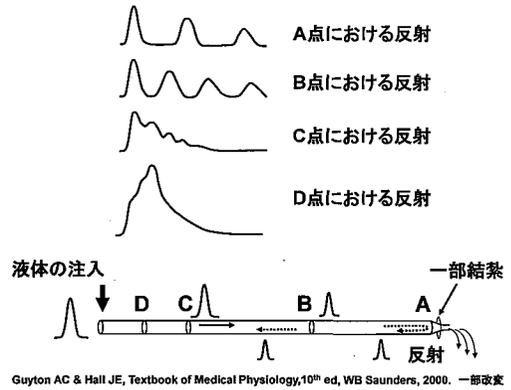


図7 圧脈波の反射モデル

あるが (damping), 実際は逆に立ち上がり鋭く振幅は増大している (peaking)。血液の駆出により生じた衝撃波 (前進波) は末梢まで伝わると消失するのではなく、動脈分岐部など末梢血管抵抗 (拍動性であるため正確には動脈インピーダンス) が大きく変化する部位で反射して心臓方向へ向かい、前進波に重畳する。圧脈波の反射は全身の末梢動脈部位で起こり、全身からの反射波が心臓方向へ向かうことになる。上行大動脈では、四肢などからの反射波が到達する時間は長く、拡張期に前進波と重なることになる。血圧測定によく使用される橈骨動脈や前および後脛骨動脈などでは、反射点から脈波測定点までの距離が比較的短く、末梢部位では脈波速度 (pulse wave velocity; PWV) が速くなる⁷⁾ ために、反射波が進行波の早い時相に重なり合って振幅の増大が起きると考えられる⁷⁾。PWV の値は動脈の部位により異なり^{8~10)}、ヒトの臨床では血管壁の硬さの指標として動脈硬化などの診断に広く用いられている¹⁰⁾。

圧脈波の反射は、簡単なモデル実験によって説明されている¹¹⁾ (図7)。一端が細くなったチューブの他端の開口部から液体を注入して開口部を閉じると、注入に伴う圧波は管壁を伝播して端に達し、細くなった部位で反射して逆方

向に進行する。A, B, C, Dは反射点として設定し、注入部で圧波を記録する。反射点が最も遠いAの場合、反射波（2番目の波）は到達に時間を要するので進行波（最初の波）には重ならない。3番目の波は、さらに反射を重ねて生じたものである。つぎに、反射点をB, C, Dと徐々に注入部に近づけると、反射時間が短縮するので反射波は早い時相で前進波に重畳するようになる。D点では順方向波のピークのすぐ後に2番目の反射波のピークが現れている。このときの波形は上行大動脈の圧脈波波形に酷似している。圧脈波の波形は、基本的にこのモデルと同様に、血液の駆出に伴う順方向性の波に末梢部位で反射した波が重畳したものと考えることができる。

反射波の増大は左心室に対して後負荷として作用し、ヒトでは左室肥大や心不全増悪の原因となりうることが報告されている¹²⁻¹⁴。上腕動脈や撓骨動脈などで簡便かつ非観血的に脈波を計測し、その波形から中心動脈（大動脈）の血圧が推定できれば、末梢血行動態の把握や薬物の効果判定がより正確になる¹⁵。

3) 血圧に影響を与える循環動態因子

圧脈波は、拡張期血圧をベースにして拍動性の圧が重畳していると考えるのが妥当である。血液の駆出が終わった後、血圧は徐々に下降して最低値（拡張期血圧）を示す。拡張期血圧は図8に示すように、駆出される血液の量にもよるが、特に末梢血行動態に大きく左右される。抵抗血管である小・細動脈が収縮していると、血液は末梢へ流れにくくなるため、動脈内に存在する血液が動脈壁をそれだけ強く押すことになり、拡張期血圧は上昇する。逆に、末梢血管が拡張した場合、血液は末梢部位へ流れやすくなり、動脈壁にかかる圧は低くなる。収縮期血圧を上昇させる循環動態因子としては、一回拍

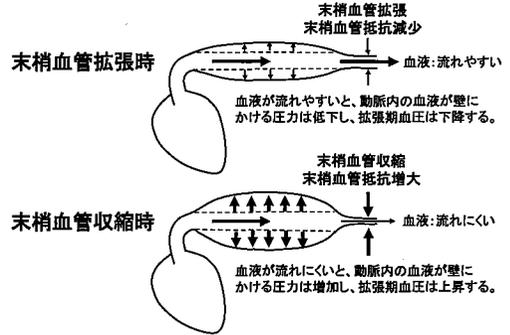


図8 末梢血管の収縮・拡張による拡張期血圧の変化

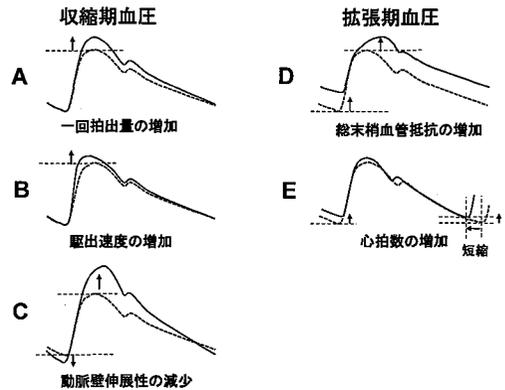


図9 血圧に影響を与える循環動態因子

出量の増加（図9A），拍出（駆出）速度の増加（図9B），大動脈壁伸展性の減少（図9C），末梢血管抵抗の増加（図9D）などである。拡張期血圧は末梢血管抵抗の他、心拍数にも影響される。心拍数が増加すると、血圧が十分に下がりきらないうちに次の収縮が始まることになり、拡張期血圧は上昇する（図9E）。この場合、一回拍出量が低下しなければ収縮期血圧も上昇することになる。脈圧は、一回拍出量の増加，拍出（駆出）速度の増加，大動脈壁伸展性の減少により増大する。また、血液の粘性の増加は末梢における循環に影響し、拡張期血圧を増加させるとともに、収縮期血圧上昇の原因にもなる。

4. 血圧測定の意義

循環機能検査として、視診、問診、聴診、打診、触診をはじめ、主に心電図検査と心エコー図検査が行われている。心電図は、不整脈や虚血、伝導路異常、心肥大、電解質異常などの診断に有用であり、心エコー図は心室の収縮・拡張能や弁の開閉、血流速度などの評価には威力を発揮する。しかしながら、これらの検査結果から末梢血行動態や血管の異常に関する情報は得られにくい。消防のポンプ車に例えると、ポンプの回転数（心拍数）やパワー（心拍出量）のみならず、流出ホースの特性（動脈壁伸展性）や先端のノズルの絞り方（末梢血管抵抗）によってもホースの内圧（血圧）が決まり、どこまでの消火に対応できるかが明確になる。このように、循環機能検査に血圧測定を加えることで、血管の伸展性や末梢の循環動態をある程度推測することができる。

心血管系は、正常であっても様々な加齢変化を起こしうる。心臓では、細胞外基質（コラーゲンやカルシウムなど）の増加、壁の肥厚、心房と心室の拡大、弁の変性などである。血管では、動脈壁の線維化やエラスチンの減少などが起こり、徐々に弾力性が失われていく¹⁶⁾。

高血圧の持続は心血管リモデリングを促進させる。ヒトでは高血圧の原因となる疾患が明らかでない本態性高血圧が約90%であるが、犬では主に副腎皮質機能亢進症（クッシング症候群）、猫では慢性腎不全や甲状腺機能亢進症などのよる二次性高血圧が大部分である¹⁷⁾。高血圧（犬、猫では150/95 mmHg以上）が持続すると、心臓、動脈、脳、腎臓、目などの重要な臓器を支配する血管に連続的に高い圧がかかり、重篤な合併症を引き起こしうる¹⁷⁾。例え

ば、心臓では圧負荷を軽減させるため、代償的に左室の心筋肥大や間質の線維化が起こる。圧負荷の持続はさらに弁の変性や左室内腔の拡大を引き起こし、最終的には心不全へ移行する。血管では中膜平滑筋の増殖による中膜肥厚が起こる。脳では脳梗塞や脳出血、腎臓では細動脈硬化（腎硬化症）の原因となり、放置すれば慢性腎不全に至る。目では高血圧性網膜症、網膜剥離、眼出血などである。重篤な臓器障害を防ぐためにも日常の血圧測定と血圧のコントロールが重要である。

5. 血圧の測定方法

近年の科学技術のめざましい発展により、様々な血圧測定法が開発されている¹⁸⁾。血圧は、ヒトの診療では従来から水銀血圧計を用い、聴診法により上腕動脈で測定されてきた。この水銀血圧計は、水俣条約および水銀汚染防止法等により2021年1月以降、製造・輸出入が禁止されることになっており、それと同等の機能を持った水銀レス血圧計が用いられている。測定原理は水銀血圧計と同じ聴診法であるが、水銀レス血圧計ではカフ内に出現する拍動波の間隔から算出した脈拍数がデジタル表示される。近年では、自動血圧計を用いてオシロメトリック法により上（前）腕動脈圧または橈骨動脈圧が計測されている。獣医臨床では、動物用の非観血血圧計を用い、オシロメトリック法により前肢、後肢または尾根部で測定されている。近年、経皮的に動脈に超音波を当て、血流音を増幅しながら聴取することにより血圧を測定する方法が開発されている。この方法では収縮期血圧しか計測できないが、体動などによる影響が少ない測定法として注目されている。

1) 直接法

動脈穿針またはカテーテル挿入により動脈内の圧を直接測定する方法である。血管内の圧を直接測定するので、カテーテルに血栓などが付着しなければ、正確に血圧を測定することができる。ヒトの場合、集中治療室や手術中に連続モニタリングに用いられている。また、心臓カテーテル検査の際、X線モニター下でカテーテル先端型圧トランスデューサーを橈骨動脈または大腿動脈から挿入すれば、大動脈をはじめ様々な部位での圧脈波の計測が可能である。圧脈波は非常に正確に測定され、詳細な解析に用いることは可能であるが、非常に限定された条件下でしか用いることができない。

2) 聴診法 (リバロッチ・コロトコフ法)

ヒトの臨床では従来から広く用いられている方法である^{19, 20)}。上腕に巻いたカフにゴム球 (送気球) から空気を送って加圧すると、上腕の動脈が圧迫されるために血流は減少してやがて消失する (図10)。これより30 mmHg程度さらに加圧した後、徐々に排気すると血流が再開される。血流が再開されると、上腕動脈上に当てた聴診器から「トントン」というかすかな音が聴診される。この瞬間 (スワンの第1点) の値が収縮期血圧である。さらに排気を続けると、音の性状が「ザーザー」(スワンの第2点) から「ドンドン」(スワンの第3点) へと特徴

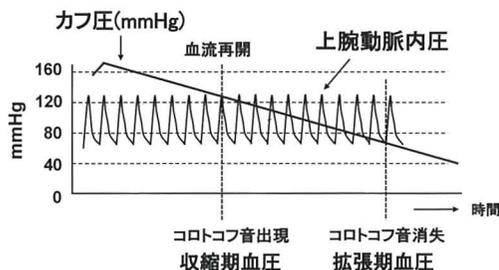


図10 聴診法による血圧測定の原理

的に変化し、それが突然小さくなって (スワンの第4点) やがて消失する (聴診し得なくなる: スワンの第5点)。この音が消失した時点の血圧計の値を迅速に読み取り、拡張期血圧とする。但し、排気して目盛りが0 mmHgになっても第5点が現れない (音の消失がない) 場合、第4点をもって拡張期血圧とする。本法では、連続する圧脈波の中で、ある心拍周期における最大値と別の心拍周期における最小値しか計測されず、それを代表値としている。

3) オシロメトリック法

オシロメトリック法²¹⁻²³⁾を用いた血圧計は図11に示すように、血圧計本体(A)およびカフ (マンシェット) (B) から構成される。Cは実際の記録例である。カフは動物の大きさに応じて幾つかのサイズが用意されている。現在、医療機関や動物病院、家庭などでよく使われている電子血圧計はオシロメトリック法によるものが主流である。オシロメトリック法による血圧の測定原理は図12に示すように、動物の上腕または下肢にカフを巻いて空気を送り、カフ圧を収縮期血圧より高く上昇させると、カフを巻いた部位の動脈の血流が一時的に遮断される。ここまでは聴診法と同じである。続いて徐々に圧を下げてゆくと、心周期に同調した血管壁の微

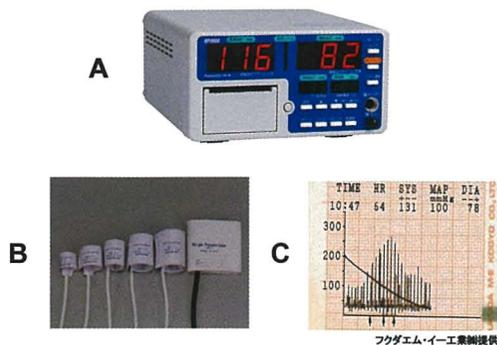


図11 オシロメトリック法を用いた血圧計(A)、カフ(B)および記録例(C)

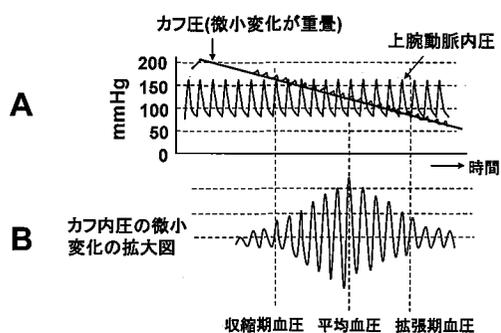


図12 オシロメトリック法による血圧測定原理

細な振動（圧脈波）がカフ圧に重畳した状態で記録される（図12A）。この振動を拡大したものが図12Bである。さらに圧を低下させるとその振動が急速に低下して徐々に減衰する。カフの振動の振幅が急激に増加した点のカフ圧を「収縮期血圧」とし、振幅の減少が最も顕著な点を「拡張期血圧」とする。振幅が最大の圧が平均血圧である。本法では、カフ自体が圧力センサーとして脈波の変化を検知するので、マイクروفोनを使用する必要はない。オシロメトリック法はヒトの臨床をはじめ、獣医学領域では比較的大きい動物や安静にさせることができる動物においては簡便かつ安価な方法である。しかしながら、本法は体動や振動に弱いことが欠点で、カフへのノイズの混入をできるだけ避けるため、安静状態で繰り返し計測することが必要である。

4) トノメトリー法

トノメトリー法^{24, 25)}はヒトにおいて用いられる方法である。動脈に平坦な部分ができるように動脈を圧迫すると、血管壁の張力の影響を問題にすることなく、経皮的に動脈上に置いた圧センサーにより動脈内圧の変化を捉えることができる。橈骨動脈や総頸動脈での圧脈波の波形が記録される。機種によりペン式とベルト固定式がある。中心血圧の推定には、ペン式では

一般化伝達関数²⁶⁾が用いられ、ベルト固定式では血圧計に内蔵されたアルゴリズムが用いられている。

5) 超音波法

猫など安静状態を保つのが困難な場合、また、動物が非常に小さい場合、オシロメトリック法では体動などに伴うノイズの混入することによりカフ圧の振動を正確に検出することが困難になる。超音波法はできるだけ自然に近い状態で血圧を計測できるように開発された方法である。血圧を計測したい動脈の皮膚上にプローブを当て、発信された超低出力超音波が血管内の血液に当たると反射し、反射した超音波はドップラー偏移となってプローブの受信部に吸収される。この信号は増幅され、人が聴取可能な音声信号に変換される。血管が検出されたらカフを用いて駆血を行うと血流が遮断され、血流音は消失する。続いて徐々にカフ圧を下げて駆血を開放すると、血流が再開する時点での圧が収縮期血圧となる。この操作を3, 4回繰り返し、計測した値の平均を取るとより信頼性の高い値が得られる。奥村ら²⁷⁾は、麻酔下の犬において、超音波法と観血法で計測した血圧を比較した結果、両者には非常に良好な正の相関関係がみられたことを報告している。本法では拡張期血圧の測定はできないが、音により確実に収縮期血圧を測定することができる。

6. おわりに

今回は血圧の基礎事項を中心に述べたが、血圧は心臓のポンプ機能、血管の性状と機能および末梢血行動態を反映する重要な指標であり、心電図や心エコー検査などの循環機能検査に血圧測定を加えると循環動態に関する情報量が増え、診断や経過観察、薬効の評価などに大いに

役立つことと考えられる。

今回は、脈波指標や血管壁の硬さの評価、血圧調節機構について述べる予定である。

文 献

- 1) Smith, J. J., J. P. Kampine (1990): *Circulatory Physiology—the essentials*, 3rd ed. Williams & Wilkins, Baltimore, pp. 1-15.
- 2) Nichols, W. W., M. F. O'Rourke (2011): *McDonald's Blood Flow in Arteries, Theoretical, Experimental and Clinical Principles*, 6th Ed, Edward Arnold, London, pp. 1-11.
- 3) Azuma T., M. Hasegawa (1971): A rheological approach to the architecture of arterial walls. *Jpn. J. Physiol.*, **21**, 27-47.
- 4) 長谷川正光, 東 健彦 (1981): 血管系のレオロジー, *日本レオロジー学会誌*, **9**: 8-17.
- 5) 長谷川正光: 血管の粘弾性特性. 循環生理機能と病態(二宮石雄, 菅 弘之編), 1993, pp. 85-92, 南江堂, 東京.
- 6) Guyton, A. C., J. E. Hall (2000) *Textbook of Medical Physiology*, 10th ed. W.B. Saunders Co., Philadelphia, pp. 152-161.
- 7) Nichols, W. W., M. F. O'Rourke (2011): *McDonald's Blood Flow in Arteries, Theoretical, Experimental and Clinical Principles*, 6th Ed., Edward Arnold, London, pp. 225-253.
- 8) Latham, R. D., Rubal, B. J., Westerhof, N., Sipkema, P., R. A. Walsh (1987): Nonhuman primate model for regional wave travel and reflections along aortas. *Am. J. Physiol.*, **253**: H299-H306.
- 9) Katsuda, S., Miyashita, H., Hasegawa, M., Machida, N., Kusanagi, M., Yamasaki, M., Waki, H., A. Hazama (2004): Characteristic change in local pulse wave velocity in different segments of the atherosclerotic aorta in KHC rabbits. *Am. J. Hypertension*, **17**: 181-187.
- 10) Nichols, W. W., M. F. O'Rourke (2011): *McDonald's Blood Flow in Arteries, Theoretical, Experimental and Clinical Principles*, 6th Ed., Edward Arnold, London, pp. 78-109, pp. 523-551.
- 11) Nichols, W. W., M. F. O'Rourke (2011): *McDonald's Blood Flow in Arteries, Theoretical, Experimental and Clinical Principles*, 6th Ed, Edward Arnold, London, pp. 195-223.
- 12) Laskey, W. K., W. G. Kussmaul (1987): Arterial wave reflection in heart failure. *Circulation*, **75**: 711-722.
- 13) Nichols, W. W., D. G. Edwards (2001), Arterial elastance and wave reflection augmentation of systolic blood pressure: deleterious effects and implications for therapy. *J. Cardiovasc. Pharmacol. Ther.*, **6**, 5-21.
- 14) Iketani, T., Iketani, Y., Takazawa, K., A. Yamashina (2000): The influence of the peripheral reflection wave on left ventricular hypertrophy in patients with essential hypertension. *Hypertens. Res.*, **23**, 451-458.
- 15) Takazawa, K., Tanaka, N., Takeda, K., Kurosu, F., C. Ibukiyama (1995): Underestimation of vasodilator effects of nitroglycerin by upper limb blood pressure. *Hypertension*, **26**, 520-523.
- 16) 松岡博昭(2008): 循環器疾患の加齢による変化. *Dokkyo Journal of Medical Sciences*, **35**, 197-201.
- 17) 青木卓磨 訳(2011): Guidelines for the Identification, Evaluation, and Management of Systemic Hypertension in Dogs and Cats (犬と猫における全身性高血圧症の同定, 評価および管理のガイドライン). *動物の循環器*, **44**, 49-60.
- 18) 白崎 修 (2010): 循環器分野における血圧計の役割と進化. *医機学*, **80**, 622-631.
- 19) Kaplan, N. M., R. G. Victor (2010): Chapter 2 Measurement of Blood Pressure. *Kaplan's Clinical Hypertension 10th ed.*, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, pp. 20-41.
- 20) 長谷部直幸 (2011): 血圧の正しい測定法とこれからの診察室血圧. *日内会誌*, **100**, 343-350.
- 21) 中田義禮, 錦辺 優, 宮沢英男, 近藤秀男, 成瀬信次, 木川 孝, 鈴木 順, 佐村恵治, 白居敏仁, 菅野 茂 (1990): イヌの非観血的血圧測定に関する基礎的検討. *動物の循環器*, **23**, 1-8.
- 22) 土井口 修, 高橋 健, 坂田美和子, 土井口勝, 麻生 健 (2001): オシロメトリック法を用いた動物病院内での健常犬の血圧値. *日本獣医師会雑誌*, **54**, 467-471.

血圧の生理学

- 23) 福島隆治, 市川和世, 平林美紀, 良井朗子, 良井久, 小林秀俊, 松崎智彦, 矢田治郎, 小山秀一, 廣瀬 昶, 内野富弥 (2002): イヌにおけるオシロメトリック法を用いた血圧測定条件の検討. 動物の循環器, **35**, 32-40.
- 24) 剣物 修 (1994): トノメトリ法による血圧測定. 呼吸と循環, **42**, 173-1179.
- 25) 稲垣 孝 (2006): トノメトリ法による橈骨動脈波形のAI測定—オムロン血圧脈波検査装置HEM-9000AI—. Arterial Stiffness動脈壁の硬化と老化, **9**, 42-46.
- 26) 宮下 洋 (2011): 中心血圧の推定. 循環制御, **32**, 164-171.
- 27) 奥村 敦, 二見智恵子, 若尾義人, 渡辺俊文, 上地正実, 中山智宏, 高橋 貢 (1992): 超音波ドップラー血圧計による血流音モニターの有用性. 獣医麻酔外科学雑誌, **23**, 71-80.