

## 超音波による血管の標準的検査法：総論

委員長 松尾 汎 松尾クリニック

委員（50音順）

赤坂 和美 釧路孝仁会記念病院 循環器内科  
 小谷 敦志 近畿大学奈良病院 臨床検査部  
 佐藤 和奏 秋田大学大学院医学系研究科 循環器内科  
 西上 和宏 御幸病院 LTAC 心不全センター  
 長谷川英之 富山大学 学術研究部工学系  
 濱口 浩敏 北播磨総合医療センター 脳神経内科  
 平井都始子 奈良県西和医療センター  
 八鍬 恒芳 東邦大学医療センター大森病院 臨床生理機能検査部  
 山本 哲也 埼玉医科大学国際医療センター 中央検査部  
 吉牟田 剛 長崎大学 循環器内科

### 【目次】

	ページ
1. 目的	2
2. 検査環境	2
3. 感染対策	2
4. 検査時の注意点および検査後の報告	2
④：心電図装着について	
5. 解剖	3
6. 超音波検査法	3
1) 超音波機器	3
2) プローブの選択	3
a) 種類	
b) 走査法	
④：操作法について	
3) 表示法	5
a) 断層像	
④：解剖学的な位置を示す用語	
b) ドプラ法	
4) 画像の条件設定	8
a) 断層法	
b) ドプラ法	
5) 画像の保存法	11
a) 静止画像	
b) 動画像	
6) 血管径の計測	11
a) 計測単位	
b) 計測法	
7) 血流計測方法	12
a) 基本的なドプラ波形の調整	

⑧：時間表示について

- b) ドプラ入射角の調整
- c) 血流速度波形の計測項目

⑨：AT と AcT について

- d) 血流量の計測方法
- e) 血流波形の形態と分類
- f) 血流計測の注意点
- g) 不整脈時の計測

⑩：Index Beat

- 8) アーチファクト…………… 17

⑪もやもやエコーについて

## 1. 目的

これまでに本学会は頸動脈，大動脈，腎動脈，四肢動脈，下肢静脈，バスキュラーアクセスの超音波による標準的評価法を公示したが，検査方法や計測方法には共通する項目が多く，各領域での標準的評価法の改訂にあたりその内容が増加傾向にある。そこで，血管超音波検査の実施における共通項目について，別に取り上げることとした。

本稿では各領域での解剖や評価法の詳細は省略し，各々での標準的評価法を参照して頂くことにして，主に超音波検査の環境や感染対策，検査方法，計測項目などの共通する事項をまとめて提示した。血管超音波検査が正しく普及し，正しく実施されることを目的としており，各血管超音波の標準的評価法と併せて参考にして頂きたい。

## 2. 検査環境

被検者のプライバシーが守られる個室，またはそれに準ずる検査室となっていることを基本とする。また室温や騒音環境にも配慮し，検査台や椅子，モニターの高さに至るまで人間工学的に推奨された環境下で検査を施行することを目指す。日本超音波医学会より提示されている「超音波検査者が安全・快適で健康的に働くための提言－作業関連筋骨格系障害と眼の障害を予防するための機器と作業環境」を参考にする<sup>1)</sup>。例えば眼への負担を考慮して，300ルクス以上の照度に対応できるディスプレイにするなど部屋や装置への配慮，さらにその位置や高さなどへの配慮も必要である。但し，部屋の明るさは，脱衣が必要な検査に際しては被検者への配慮が必要である。

また，安全対策として，電気安全，音響安全につ

いても周知するよう努力する必要がある。詳細は日本超音波医学会よりの提言を参照して頂き<sup>2)</sup>，本稿では電気安全は電気容量や漏れ電流への注意が必要であること，および音響安全での ALARA (As low as reasonably achievable) の原則 = 「可能な限り低い超音波エネルギーを被検者に用いて，必要な診断情報を得ること」が推奨されていることを挙げておく。

## 3. 感染対策

感染予防について，施設での感染対策を基本とする。検査者は実施前後に手洗いを励行し，プローブ（探触子）やベッドの清拭を行う。また，検査者はマスク，必要な場合はフェイスガード（ゴーグル），手袋，予防着を着用して実施する。被検者も施設での対策に従い，マスクの着用を基本とし，待合室でも密を避け，検査中を含めて不要な会話は控える。

日本超音波医学会のホームページ上に掲載されている機器及び安全に関する委員会の「超音波診断装置の取り扱いと安全性に関する勧告や資料」などの文献<sup>3-5)</sup>を参考として超音波検査の実施に努める。

## 4. 検査時の注意点および検査後の報告

先ず施設の規定に従って「本人確認」を行い，「適応」を再確認する。必要により検査着の着用など，被検者への配慮を行い，検査時の発言にも注意する。

検査目的（例：プラーク，狭窄や瘤，血栓などを評価するために行う検査であるなど）を説明する。検査法は超音波が通過しやすいように体表に超音波ゼリーを塗布し，超音波を発するプローブを体表面に置いて血管を観察する検査であることを，検査部位と共に，検査予定時間なども併せて事前に説明する。

検査前にプローブを接触させる体表面部分の確認（潰瘍、炎症などの有無）を行うが、絶飲食や薬剤使用などの前処置は必要ない（但し腎血管検査時は絶食の場合あり）。なお、超音波が対象部位に到達できなければ観察はできないので、血管超音波検査はプローブを体表面に置けなければ実施できない（体腔内超音波検査は除く）。

検者・被検者ともにリラックスして疲れない体位で実施する。検査時、被検者に疼痛や気分不快等が出現した場合、直ぐに申し出ることを予め伝えておく。また、検査時における検査台からの転落などにも注意する。

⑩：心電図装着について：血管超音波検査時の心電図装着は、下腿動脈の評価には必要な場合があり、頸動脈精査時も医療安全面（洞刺激による徐脈の可能性）から装着が望ましいが、その他では必須ではない。

検査結果については、緊急を要する事例では直ちにもしくは早急に主治医に連絡する（パニック所見<sup>6)</sup>が、それ以外では次回診察までに報告書を作成し、指示医に検査結果を確実に伝達する。なお、緊急を要する事例に際しては、「超音波検査のパニック所見<sup>6)</sup>を参考にして施設内で統一した対応ができるように体制を整備しておく。また、報告書は施設内で統一し、他施設への紹介時などにも誤解を招かないように記載（略語などは一覧表などを活用）する。

## 5. 解剖

血管超音波検査を実施する際には、対象となる動脈、静脈の解剖を熟知しておくことは必須である。各領域での血管の解剖を参照して頂き、本稿ではp. 6. 6.3) a) 表示法の項で、簡易な解剖図のみ提示する。

## 6. 超音波検査法

### 1) 超音波機器

血管領域における超音波装置には、設置型（据え置き型）、ノート型、タブレット型、携帯型などがあり、それぞれ使用用途が異なる。全ての血管領域を網羅して検査するためには、フルデジタル診断装置が有用であるが、必ずしも上位機種でなくとも検

査は可能である。設置型は主に超音波検査室で使用されるが、救急室、手術室、外来、病棟など様々な場所で使用が可能である。ノート型は持ち運ぶことのできる超音波装置であるが、プローブを複数接続するにはカートと合体させて使用することが多い。設置型に比べ検査場所を取らないため、外来や病棟で通常検査を行うことも可能である。タブレット型や携帯型は、主にベッドサイド、外来、往診、穿刺などで使用される。最近ではワイヤレス式のプローブも開発されており、汎用携帯型端末と合わせて用いられる。

血管領域で使用する超音波装置に必要な機能として、最低限リニア型プローブが接続できることが求められる。断層法（Bモード）はすべての装置に備わっているが、tissue harmonic imaging（超音波が生体組織などの媒質中を伝搬する際に媒質の非線形性から発生する高調波を利用した映像法）が備わっていると画質が向上する。カラードプラ表示は、低流速血流（動脈拡張期血流や伴走する静脈血流など）が高感度に表示可能な装置が推奨される。パルスドプラ表示は設置型およびノート型では備えられているが、タブレット型や携帯型では備えていない装置も存在する。

### 2) プローブの選択

a) 種類：観察部位ごとに適切なプローブを選択する。

アプローチ法には体腔（例：経食道エコー、経口腔エコー、血管内エコー）からの走査法もあるが、通常は体表からの走査である。通常使用するプローブは、リニア型、コンベックス型、セクタ型、マイクロコンベックス型である（図.1）。その他、用途によりホッケー型（表在の観察など）なども用いる。

血管エコーでは、対象となる血管の深さ、走行形状、血流速度などの諸条件に応じて、プローブやプリセットを選択/変更する必要がある。例えば、深さは検査対象が深度4 cm 以下の場合は周波数が高周波のプローブが、4 cm を越える深部の観察には低周波のプローブが向くが、画質は粗くなる。また、広範囲の観察には、リニア型プローブの台形表示やコンベックス型プローブを使用するなど、検査対象に応じて選択する。

詳細は各部位での標準的評価法に記載があるので、

プローブの種類								
	リニア型			コンベックス型		マイクロコンベックス型		セクタ型
主な周波数	6-10MHz	10-15MHz	20MHz以上	3-5MHz	6-8MHz	3-5MHz	6-8MHz	1-5MHz
最大観察深度	8cm程度まで	5cm程度まで	3cm程度まで	20cm程度まで	10cm程度まで	20cm程度まで	10cm程度まで	20cm程度まで
対象となる血管	頭頸部 総頸動脈、内頸動脈近位部、外頸動脈近位部、椎骨動脈、内胸動脈、内頸静脈 上肢 鎖骨下動脈、上腕動脈、橈骨動脈、尺骨動脈、内頸静脈 下肢 総大腿動脈、大腿静脈近位部、膝窩動脈、前・後脛骨動脈近位部～中部、腓骨動脈、大伏在静脈、小伏在静脈、穿通枝、ひらめ静脈、腓腹静脈	頭頸部 浅側頭動脈、外頸静脈 上肢 橈骨動脈、尺骨動脈、リンパ管 手 浅掌動脈弓、深掌動脈弓 下肢 前・後脛骨動脈遠位部、大伏在静脈、小伏在静脈、穿通枝、リンパ管 足 足背動脈、足底動脈、趾動脈	上肢 リンパ管 手 浅掌動脈弓、深掌動脈弓 下肢 リンパ管 足 足背動脈、足底動脈、趾動脈	頭頸部 内頸動脈遠位部、外頸動脈遠位部 軀幹部 胸部大動脈、腹部大動脈下大静脈、腎動脈、腎内動脈、腸骨動脈 上肢 鎖骨下動脈 下肢 大腿静脈遠位部、前・後脛骨動脈近位部～中部、腓骨動脈近位部～中部、ひらめ静脈	頭頸部 内頸動脈遠位部、外頸動脈遠位部 軀幹部 大動脈弓部、胸部大動脈、腹部大動脈、下大静脈、腎動脈、腎内動脈、腸骨動脈 上肢 鎖骨下動脈 下肢 大腿静脈遠位部、前・後脛骨動脈近位部～中部、腓骨動脈近位部～中部、ひらめ静脈	頭頸部 頭蓋内動脈 軀幹部 上行大動脈、大動脈弓部、下行大動脈、腹部大動脈、下大静脈、腎動脈、腎内動脈、腸骨動脈		

図.1 プローブの主な種類とその特徴

ここでは概略のみ紹介する。

(1) 軀幹 (体幹)：胸部では、3-5 MHz 程度のセクタ型やコンベックス型 (マイクロコンベックス型含む) プローブを、腹部では分枝を含めて3-5 MHz もしくは6-8 MHz 程度のコンベックス型プローブを用いる。場合によっては1-5 MHz 程度のセクタ型プローブを用いることもある。

(2) 頭頸部：頸部の動静脈においては、視野幅が3-5 cm 程度、6-10 MHz 程度のリニア型や、6-8 MHz 程度のコンベックス型 (マイクロコンベックス型含む) プローブを用いる。頸動脈での内中膜厚 (intima-media thickness : IMT) の計測精度を考慮すると7 MHz 以上が必要となる。また、浅側頭動脈など浅部の血管を観察する場合には、12 MHz 以上のリニア型プローブが有効である。頭蓋内動脈の観察には、1-5 MHz 程度のセクタ型プローブを用いる。

(3) 上肢：腕頭動脈、左鎖骨下動脈起始部の描出には、3-5 MHz 程度もしくは6-8 MHz 程度コンベックス型 (マイクロコンベックス型含む) プローブを用いる。場合によっては1-5 MHz 程度のセクタ型を用いることもある。鎖骨下動脈や腋窩動脈、腕の動脈 (上腕動脈、橈骨動脈、尺骨動脈) の観察には、10 MHz 程度のリニア型

プローブを血管の深さに応じて選択する。皮静脈の観察には10 MHz 以上のリニア型プローブが有効である。

(4) 下肢：総大腿動脈、膝窩動脈、足関節付近の動脈、表在動脈では6-10 MHz 程度のリニア型プローブを血管の深さに応じて選択することを基本とし、それよりも血管走行が深く観察しにくい場合には3-5 MHz 程度もしくは6-8 MHz 程度のコンベックス型 (マイクロコンベックス型含む) プローブを深さに合わせて選択する。血管として深部を走行する骨盤内腸骨動脈の観察には、3-5 MHz 程度のコンベックス型プローブを用いる。

(5) 手、手指、足、足趾：基本的には10-15 MHz 程度のリニア型プローブを用いる。指趾や皮下などでさらに表在の詳細な観察を行う際には20 MHz 以上の高周波リニア型プローブやホッケー型プローブが有効である。

#### b) 走査法 (scan)

血管の描出には断層法を用い、血管走行に対する横断面すなわち短軸断面 (横断像 / 短軸像) で対象血管を走査および描出 (横断走査 : transverse scan) し、プローブをスライドさせて、関心部位を観察および描出する。次いで血管走行に対する縦断面すな

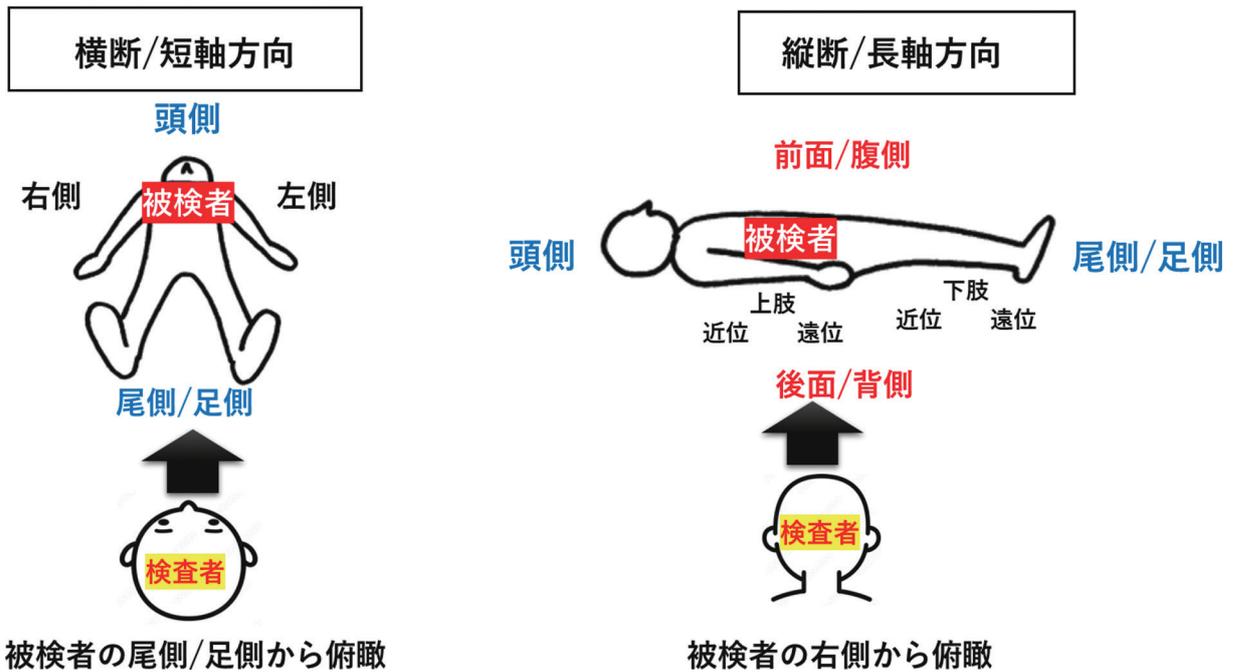


図.2 被検者観察時の表示法

わち長軸断面（縦断像/長軸像）においても走査し、対象血管を描出する（縦断走査：longitudinal scan）。いずれも、超音波ビームが対象血管の走行に直交する様にプローブを操作するが、ドプラ法を用いる際には入射角度に注意が必要である（p. 17. 6. 7). f) 血流計測の注意点参照）。すなわち B モードとドプラ法では至適断面が異なる。安定した画像を得るためには、プローブを持つ側の手首と小指、手のひらの側面を被検者に軽く置くように接触させる。また、立位や座位で検査する場合、検者が不安定な姿勢になることが多く、プローブをしっかり固定し操作する。装置条件や至適断面の設定以外に画質を向上させるためには、近傍にある「反射と減衰が少なくエコー輝度が低いもの」を音響窓として利用する（例：頸動脈の観察時に、周りにあるエコー輝度の低い頸静脈を音響窓とする等）。

⑧操作法について：プローブを動かす動作には、「操作」(handling) で表記する。

### 3) 表示法 (labeling of images)

a) 断層像：短軸断面（横断像/短軸像）の表示方法は、解剖学的正位（解剖学的自然位）の姿勢で、「仰臥位となった被検者を尾側/足側から俯瞰する像」とする（図.2 左）。四肢は、遠位（体幹から遠い位置：手指/足趾側）から俯瞰する像となる。

長軸断面（縦断像/長軸像）の表示方法は、「仰臥位の被検者を右側から俯瞰する像」とする（図.2 右）。画面表示は左側が頭側、右側が尾側（足側）となる。四肢は、左が近位（proximal：体幹に近い位置）、右が遠位（distal：体幹から遠い位置）となる。また、血管を長軸断面（縦断像/長軸像）で表示する場合に、心臓から遠ざかる方は「末梢側」と表記できるが、「中枢」の用語は心臓や脳にも用いられることから、「心臓側」、「頭側」と明示することを推奨する。

⑨：解剖学的な位置を示す用語：解剖学的正位（直立し、額と掌、爪先を前方にむける姿勢）で示される。

- a) 前面 (anterior) と後面 (posterior)：身体の腹側 (ventral) が前、背側 (dorsal) が後である。
- b) 内側 (internal) と外側 (external)：正中により近い位置が内側、遠い位置が外側である。
- c) 浅 (superficial) と深 (deep)：体表により近い位置が浅、遠い位置が深である。
- d) 上 (superior) と下 (inferior)：直立位における頭 (頭側：cranial) と足 (尾側：caudal) の方向をいう。
- e) 近位 (proximal) と遠位 (distal)：体肢 (上肢および下肢) で、身体を中心 (体幹) に近い

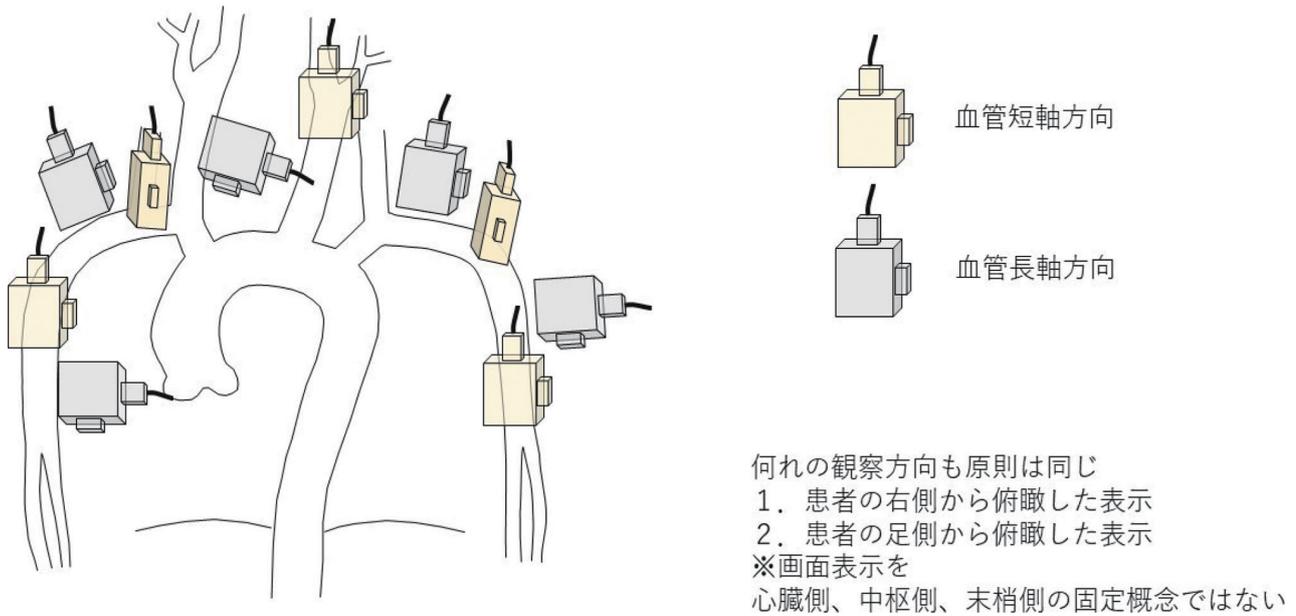


図.3 頸部・上肢血管の描出法

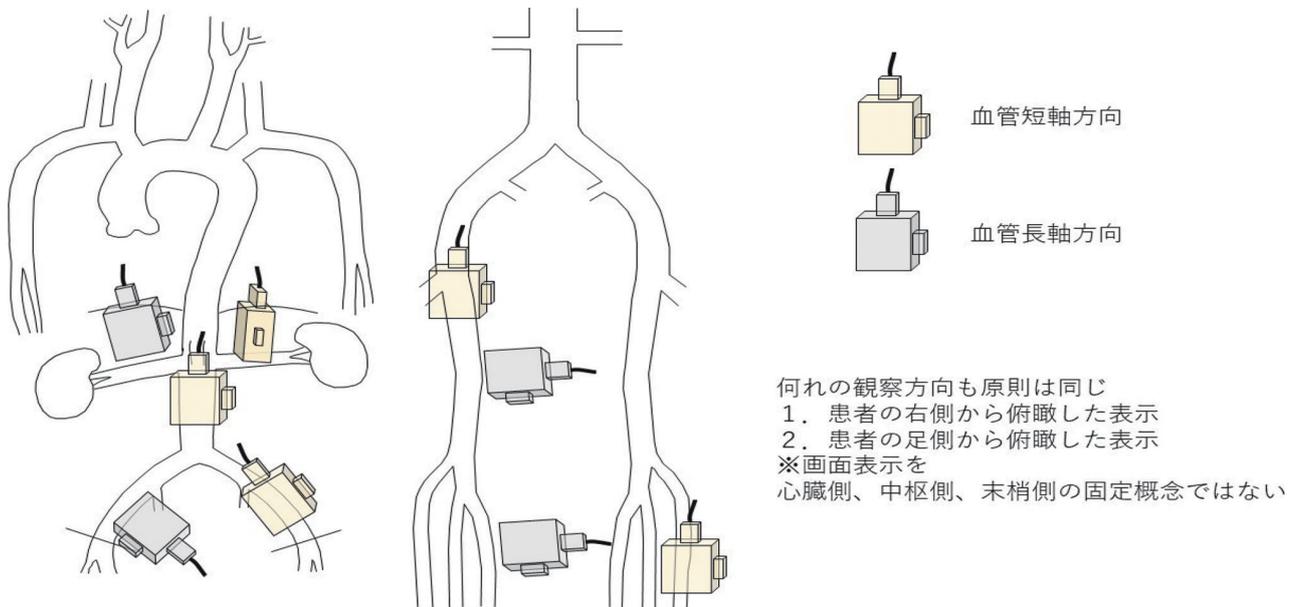


図.4 腹部（図左）・下肢（図右）血管の描出法

位置が近位で、遠い位置が遠位である。

図.3, 4に、頸部、上肢、腹部および下肢血管の描出法を、表示方向を参考に提示する（名称は各領域で参照）。

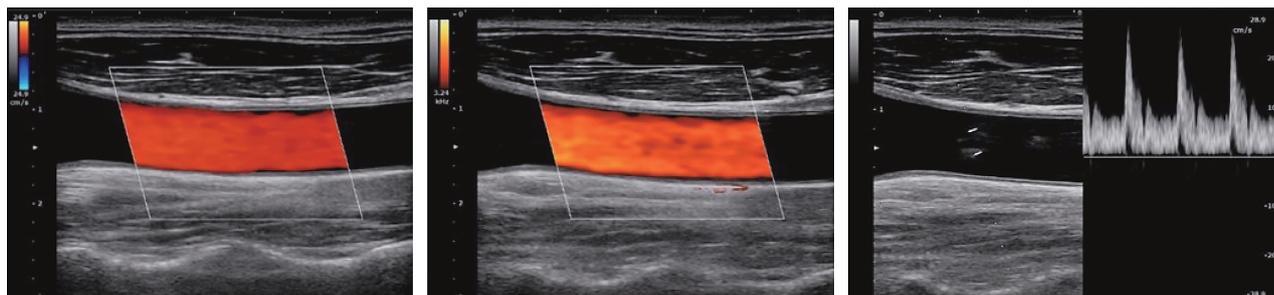
なお、右鎖骨下から上肢動脈病変を連続的に描出する場合（閉塞部位の確認など）には、プローブを180度反転させ、起始部から連続的に血管走行を確認することで、右上腕動脈を左側が遠位（手指側）として観察してもよい。

また、下腿静脈を背側から観察する場合、後方（背

側）から観た像で提示する。

その他に例外として、頭蓋内動脈については長軸断面、短軸断面という描出法は用いず、左右の頭蓋内動脈が分かるように描出する。また、腎動脈については、大動脈の短軸断面で左右に分枝した長軸断面となるが、俯瞰する像としては他の血管と同様の描出方法とする。

上肢、下肢ともに左右同一部位で計測する場合は、撮影条件や計測条件を揃えると比較しやすく、検査後に検査者以外の者が見た場合にも理解しやすい。なお、他施設での画像閲覧を考慮して、必ずボディマークとプローブマークの位置と方向を明示し、必



カラードプラ像 (左)

パワードプラ像 (中)

ドプラスペクトラム (右)

図.5

要により記録画像に血管名やコメントを表示するとよい。

### b) ドプラ法 (Doppler method)

(1) カラードプラ法 (Doppler color flow mapping: CFM, Doppler color flow imaging): カラードプラ法 (図.5 左: 血流方向は右から左へ向かう例) では、プローブに近づく方向の血流を赤色 (暖色系)、遠ざかる血流を青色 (寒色系) で表示する。平均血流速度の空間分布が得られるため、血流の存在部位を特定できるほか、高速流など異常血流部位の特定に有用である。advanced dynamic flow (ADF) などの広帯域ドプラ法は高感度に信号を検出し、少ない繰り返し送信回数で血流からのドプラ信号を検出することで高分解能、高フレームレート、低ブルーミングを達成している。

(2) パワードプラ法: カラードプラ法が血球からのエコー信号の位相に基づいて推定されるのに対し、血球からのエコー信号の振幅を表示したものがパワードプラ法である (図.5 中)。本法はカラードプラ法に比べ角度依存性が低く、エコー信号振幅を積分して表示するため感度が高く低流速血流の描出に適している。

(3) カラードプラ法, パワードプラ法以外の血流表示法

最新の超音波診断装置には、前述のモード以外の血流計測モードの搭載も進んでいる。代表的なものを記す。

(a) B-Flow 法: 血球からのエコー信号を B モード像として観察する B-Flow 法 (GE ヘルスケアジャパン) が開発された。符号化送信技術により散乱強度の小さい血球から B モードとして表示するに十分な信号対雑音比で超音波散乱波を計測することを可能とした手法であり、流速の測定はできな

いものの、空間分解能やフレームレートが高く、血流の存在箇所の確認、乱流など血流動態の定性的観察が行える。また、血流描出範囲の血管外へのはみ出しもなく、血管壁・病変と血流との境界も明瞭であることから、flap の可動性の評価などにも有用である。

(b) 微細血流イメージング (MVFI: microvascular flow imaging): さらに、低流速血流の描出能を向上させた手法も臨床機への搭載が進んでいる。Superb Micro-vascular Imaging (SMI) (Canon メディカルシステムズ), Detective Flow Imaging (DFI) (富士フイルムメディカル), Micro Vascular Imaging (MVI) (GE ヘルスケアジャパン), MicroFlow Imaging (MFI) (Philips) などが代表的な手法であり、これら低流速血流の描出能を向上させた手法を、微細血流イメージング (MVFI) と呼ぶ (図.6)。低流速血流の場合、パルスの送信間隔が小さいと組織も血球もほとんど移動しないため区別が困難である。パルスの送信間隔を大きくすることにより、送信間隔における血球の移動量を組織より大きくすることができ区別が可能となるが、パルス送信繰り返し周波数 (PRF) を下げるとフレームレートが低下してしまう。そのため、PRF は下げずに同一走査線におけるパルス送信間隔を大きくする専用の送受信シーケンスを用い、また、適応的なクラッタフィルタも活用して低流速血流からのエコーは残し、組織からのエコーを抑圧する選択性を従来のカラードプラ法などよりも向上させている。前述の B-Flow に関しても送受信シーケンスの最適化や適応的クラッタフィルタが応用され、低流速血流の描出能を向上させた Micro B-Flow が開発されている。また、パワードプラの中に広帯域パルスを用いて分解能を向上させたものもある (eFlow)。微細血流イメージング法は、各種器官の微小血流の

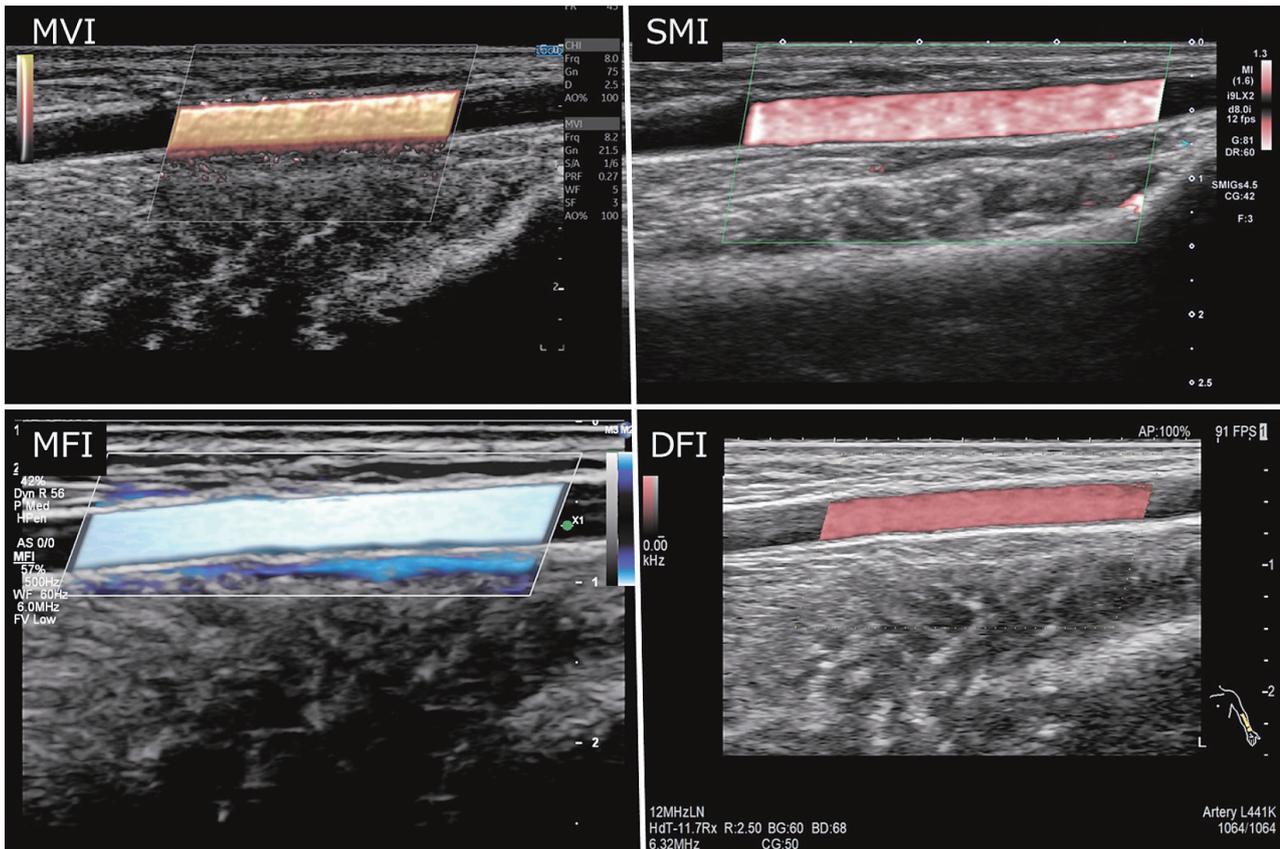


図.6 MVFI (左橈骨動脈)

測定への応用が進んでいる。

(4) パルスドプラ法 (pulsed Doppler method) : 血液からのエコー信号の散乱源は赤血球などの血球であり、流速分布に依存してそれら血球の移動速度は位置ごとに異なる。カラードプラ法では平均流速を表示しているのに対し、パルスドプラ法ではサンプルボリューム内の流速の分布をFFT (fast Fourier transform) を用いてドプラスペクトルで表示する (図.5 右: 血流方向は右から左へ向かう)。ドプラ血流波形の基線に対する血流方向の表示は、プローブに向かう血流を基線より上方 (正の方向)、遠ざかる血流を基線より下方 (負の方向) に表示する。なお、スペクトル表示された波形は、FFT 信号を可視化したものであり、厳密には血流成分のみではないことに注意が必要である。一般的にはドプラ血流波形、血流速度波形、血流波形、流速波形などと称されており、これらの呼称に差はない。

(5) 連続波ドプラ法 (continuous wave Doppler method) : 連続波ドプラ法では、超音波の送信・受信は連続的に行われるため距離分解能がなく、パルスドプラ法とは異なり得られた血流速度波形がどの部位の波形か判定できない一方、極めて速い速度

(18 m/s 程度) まで計測することが可能であり、狭窄部位の高速血流の計測に適する。

#### 4) 画像の条件設定

##### a) 断層法

(1) 視野深度 (depth) : 画像サイズは、観察する血管の深度に合わせて適時調整する。その際、血管の周囲を含めた全体像や局所を観察できるように目的に応じて調整する。視野深度が深すぎると対象の画像が小さくなるため計測誤差などを生じる。一方、視野深度が浅すぎると目的部位周辺の情報が得られず、病変の見逃しに繋がるので留意する。また、視野深度と似た機能としてズーム機能があり、目的部を中心とした画像の拡大が可能である。

(2) フォーカス (focus) : 超音波ビームの幅を絞る機能のことで、対象となる血管の深度に合わせて調整する。フォーカスポイントを増やすとフレームレートが低下する場合が多い。また、近年ではフォーカス調整不要の装置も増えている。

(3) ゲイン調整 (B mode gain : 図.7) : ゲインは低い (小さい) と暗く、高い (大きい) と明るくなる。血管のエコーゲインとしては、血管壁が明瞭

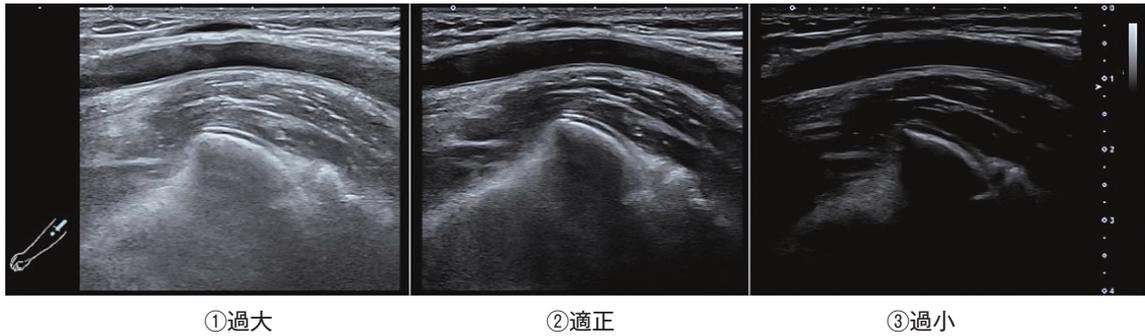


図.7 Bモードゲインの調整(上腕動脈)

に描出され、開存している血管内腔が無エコーに描出される状態が望ましい。使用するプローブおよび検査条件により適時調整する。血管内腔の明るさに近い低輝度病変を見落とすことのないように、ややゲインを高く（明るく）して観察する。また、画像記録の際は病変部のエコー性状が評価可能となる適正なエコーゲインに調整する。

(4) ダイナミックレンジ (dynamic range) : 入力信号の強さを表示する幅 (dB : デシベル)。断層像のグレースケールの階調を変化させるダイナミックレンジは、狭くする（低くする）ことで組織間の境界が明瞭となる一方で、輝度差の小さな組織間のエコー性状の比較は困難となる。血管エコーでは石灰化病変や粥腫、新鮮血栓など多様な輝度表示が求められるため、ある程度幅広い階調（高くする）で描出する必要がある。基本的にはダイナミックレンジを 50 - 90 dB（領域や装置間で異なる）の間で設定し、エコーゲインを適時調整しながら検査する。

(5) STC (sensitivity time control = TGC (time gain compensation)) : 画面全体の輝度を均一に調整するゲインやダイナミックレンジとは異なり、Bモード画面上の特定深度の輝度調整を行う機能としてSTCがある<sup>7)</sup>。この機能により画面の深さに応じて輝度が調整できるため、浅部から深部まで均一な輝度調整が可能となる。比較的深部を走行する血管や超音波の減衰が著明な皮下組織が厚い症例では深部のSTCを上げ、表在近くのノイズが多い症例では浅部のSTCを下げて観察する。

(6) フレームレート (frame rate) : 1秒間に表示される画像の枚数 (単位: フレーム/秒) をフレームレートといい、この数値が高いほどリアルタイム性は向上するが、視野幅内の走査線数が減り、方位分解能 (lateral resolution: 超音波ビームと直交する平面上の分解能) が低下する。観察部位や目的に応

じて観察視野を調整し、フレームレートを確保する。また、断層画像の視野深度が深い場合もフレームレートが低下するので、適切な視野深度に設定するとよい<sup>8)</sup>。

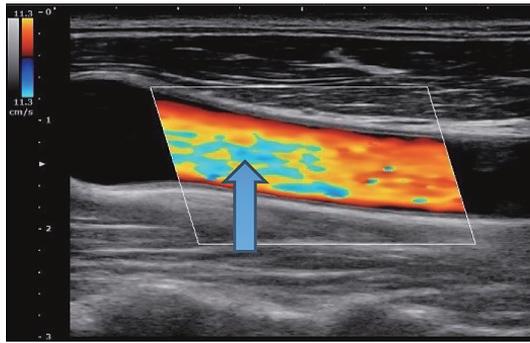
(7) 周波数調整 : 広帯域なプローブを使用した場合、1本のプローブで周波数の切り替えが可能である。観察する血管の深度が深い場合、周波数を下げることによって減衰の影響が少なくなり深部の画像が得られるが、解像度は低下する。一方、血管深度が浅い場合、周波数を上げることで高解像度の画像が得られるが、減衰が強くなる。観察対象となる血管の深度に応じて、周波数を切り替えて調整する。最適な解像度が得られないプローブでは、異なるプローブに持ち換えて調整することが勧められる。

#### b) ドプラ法

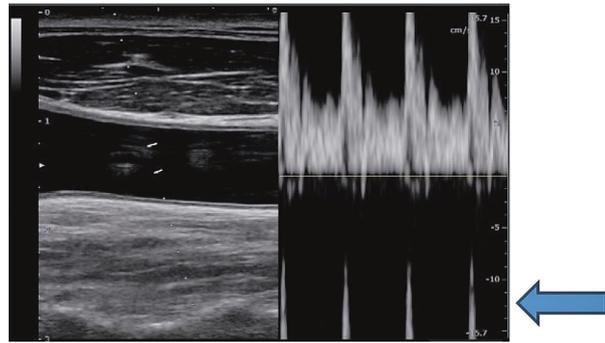
(1) ドプラゲイン (Doppler gain) : 血流信号とノイズを明確に分離するために、ドプラゲインを調整する。

(a) カラードプラゲイン (Color Doppler gain) : 動脈の場合、収縮期において血管内腔が血流シグナルで占められるような状態を目安に調整する。ゲインの調整方法は、血管外にノイズが出現するレベルまで一度上げ、そこから徐々に下げてノイズが消失するレベルに設定する。血管外の周囲組織に血流シグナルが表示されたり、開存している血管であるにもかかわらず収縮期に血流シグナルが過小表示されたりすると、開存している血管を閉塞と誤認する可能性があるため注意する。

(b) パルスドプラゲイン (pulsed Doppler gain), 連続波ドプラゲイン (continuous wave Doppler gain) : 血流波形を記録する際、得られた血流波形の背景に信号を認めず、対象となる血流波形の辺縁が明瞭になるよう設定する。ゲインを低く設定しすぎると、血流波形の背景に信号を認めない一



カラードプラ法におけるエイリアシングの例



ドプラスペクトラムのエイリアシングの例

図. 8

方で、血流全体の表示が暗くなり実際の血流波形を表示できない。逆に高く設定しすぎると、血流波形が明るくなる一方で、波形の辺縁が不明瞭となり正確な流速が計測できない。特にパルスドプラゲインでは、血流波形の流速の分布であるドプラスペクトルが飽和し詳細な観察ができなくなるため、両者のバランスがとれた設定にすることが求められる。

(2) カラー関心領域 (color area) : カラードプラ法の関心領域 (region of interest : ROI) 設定は、評価対象となる血管を中心に設定する。カラー ROI を狭く設定すると、フレームレートが向上する。また、血管長軸方向の血流をリニア型プローブを用いて観察する際、関心領域を斜めに設定し、ビーム角度を調整する機能 (ビームステア、スラント機能など) を使用することでカラードプラ法の感度が向上する。但し、カラー ROI の過度な斜め設定は、プローブの指向性により、逆に感度が低下することに留意する。

(3) フレームレート : カラードプラ法使用時の関心領域設定 (カラー ROI) の大きさは、フレームレートに大きく影響する。フレームレートが低下するとリアルタイム性に欠ける動画像になるため、目的に応じて調整することが望ましい。10 フレーム / 秒程度で検査は可能であるが、高速血流や微小な血流評価を行う場合には 30 フレーム / 秒程度が必要な場合もある。通常検査時は、最低 10 フレーム / 秒程度で描出し、詳細な評価を動画で行う場合は 20 ~ 30 フレーム / 秒程度を推奨する。

(4) 速度レンジ (velocity range) : 速度レンジとは検出が可能な血流速度範囲を示し、パルス繰り返し周波数 (pulse repetition frequency: PRF) を変化させることでエイリアシング (aliasing: 折り返し現象) を回避することができる。カラードプラ法や

パルスドプラ法で高速血流を計測する場合は、エイリアシングが発生するため注意が必要である。

(a) カラードプラ法 : カラードプラ法では設定した速度レンジを超えた表示がエイリアシングを起こし、血流方向が反転して表示される (図. 8 左)。そのため、血流の方向が実際に反転しているのか、エイリアシングにより反転しているのか判断することが重要である。

(b) パルスドプラ法 : パルスドプラ法においても、同様にエイリアシングが発生する。ドプラスペクトルの設定速度レンジを超えた流速成分は、折り返して逆方向の血流速度として表示される (図. 8 右)。ドプラスペクトルの表示法においては、ベースラインシフトを行うことでエイリアシングを回避できるが、エイリアシングが発生する速度の2倍を超える場合には活用できない。したがって、速度レンジは対象となる血管の血流速度の 1/2 程度に調整する。

(c) 連続波ドプラ法 : パルスドプラ法で折り返しを生じ、収縮期最大血流速度を計測できない場合には、ドプラビームと血流方向をできるだけ合わせるように注意して連続波ドプラ法で計測する。

(5) 掃引速度 (sweep speed : スイープ速度) : スイープ速度の調整により、得られる波形の印象が大きく異なることに留意する。動脈血流波形では、1 画面に 3 心拍程度が表示されるように調整する。但し、収縮期加速時間 (acceleration time) など、数十ミリ秒の微細な計測をする際、スイープ速度を速くして計測すると計測誤差を小さくできる。また、静脈血流波形では、吸気と呼気の呼吸性変動を確認する際や弁逆流を評価する場合には、それらが 1 画面で表示できるようスイープ速度を遅く設定する。

(6) ウォールフィルタ (wall filter) : ドプラビー

ムの反射信号には血流成分以外に血管壁や周囲組織の運動成分も含まれている。これらは血流と比較し低周波かつ強い反射エコーであり、クラッタノイズと呼ばれている。このクラッタノイズを除去するには、ウォールフィルタ（ローカットフィルタの一種）の調節を行う。但し、ウォールフィルタを高めに設定しすぎると、低流速の血流成分も同時にカットされてしまう。フィルタの調整は低流速の拡張期成分に注意して調節する必要がある。

#### (7) 周波数調整：

(a) カラー Doppler 法：断層像とは別に、カラー Doppler 法使用時にもカラー Doppler 法の周波数は切り替え可能である。一般に、血管深度が深い場合、周波数を下げることで深部まで血流表示が可能になる。但し、周波数を下げると Doppler 偏移周波数も下がるため、低流速血流を検出する感度が下がることに注意して調整する。通常、低流速血流を検出する際、速度レンジを下げるが、周波数を上げることで、低流速での感度が増し、血流シグナルを得られる場合がある。

(b) パルス Doppler 法：血流計測目的部位が深い場合、減衰により明瞭な波形が得られないことがある。その際、Doppler 周波数を下げることで明瞭な波形が得られることがある。また、Doppler 周波数を下げると Doppler シフト周波数も低下し、最大検出可能流速が上昇し、高速血流を捉えやすくなる。一方、低流速血流を検出する際、Doppler 周波数を上げることが有効である。

### 5) 画像の保存法

#### a) 静止画像

注目したい部分を中央に表示し、周囲の構造が分かるように1枚の画像として残すことを基本とする。プラークの評価などで短軸・長軸を合わせて保存したい場合は2分割画面を用いてもよい。他にも左右の比較や前回との比較、患者の写真と比較することで病変部位を強調したい場合なども2分割画面を用いるとよい。また、病変部位を詳細に表示したい場合は、必要に応じて拡大画像を保存する。

#### b) 動画

静止画像と同様に、注目したい病変部を中心に保存する。超音波装置のプリセットでは、動画保存時間が心拍数で初期設定されている場合がある。この場合、動画保存時間が患者の心拍数に依存してしま

うため、一定の保存時間にはならない。血管領域ではプラークや血栓の可動性、解離の評価、アーチファクトとの鑑別など、ある程度の保存時間が必要な場面も多く、また、前回と同じ秒数で比較評価できるようにするには、心拍数よりも3-5秒程度の固定秒数で動画保存する方がよい。

### 6) 血管径の計測

#### a) 計測単位

径計測時の表示単位は mm, cm とともに表示できるが、1 cm 未満の計測対象は mm 単位でも表示できる。

例) 5.5 cm = 55 mm, 0.5 cm = 5 mm どちらでも表示可

なお、mm 単位での小数点以下は四捨五入するが、頸動脈での IMT 計測などのように、高周波プローブを使用して計測した際には、0.1 mm 単位での表示が可能である。

#### b) 計測法

血管径を計測する際、ゲイン調整に加え、組織の異なる境界を強調させ明瞭に描出させる機能として輪郭強調処理 (AGC: auto gain control や Edge Optimizer 等) が有効である。これは画像のコントラストに影響を与えるため、同時にダイナミックレンジを調整する必要がある<sup>8)</sup>。本機能は血管壁と血管内腔との境界が明瞭になることから IMT 計測時にも勧められる。

血管径をより正確に計測するためには、適切な断面を設定することが大切である。通常、血管の長軸に直交する横断面を描出し計測する (図.9 左)。この時、動脈の場合は正円形、静脈は仰臥位では楕円形など扁平化した像として描出される。動脈が楕円形になる場合、血管の斜め切りや嚢状瘤の可能性もあり、静脈が仰臥位で正円形の場合、静脈圧が充進していることが考えられる。動脈径計測時の時相は動脈が安定した時相 (心電図装着時は T 波の終わりから QRS 波相の前)<sup>9)</sup> が推奨され、測定時には画像を拡大して計測する。

計測部位はそれぞれ目的に応じて異なる (図.9 右)。血管内径では、内膜と血管内腔の境界を計測 (ITI: inside to inside: 四肢動脈程度の径では leading edge to leading edge に代替する)<sup>10)</sup>。(偽)外膜間距離では、血管内輪径に近似したポイントを計測。瘤径では外膜の外側から外膜の外側 (OTO)

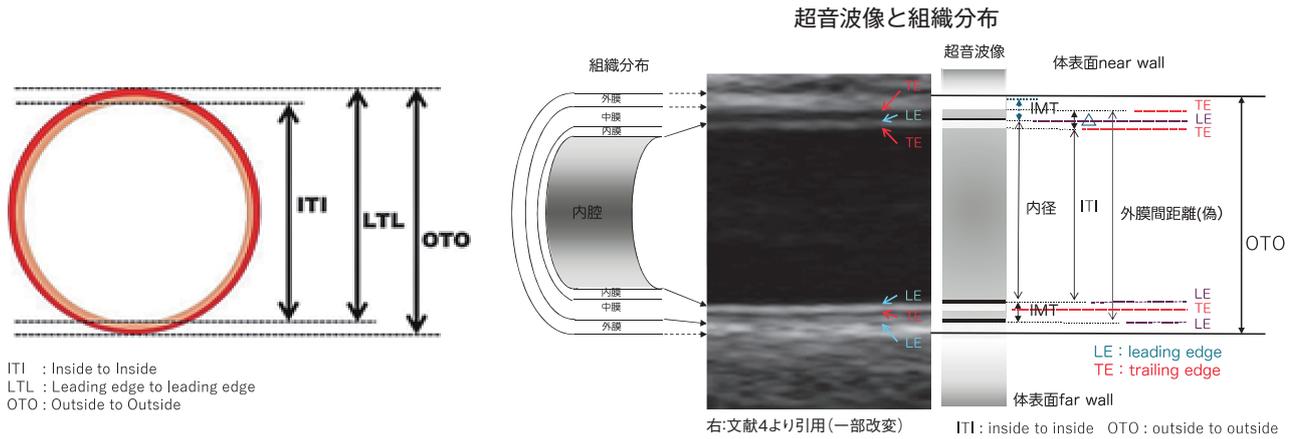


図.9 血管径の計測

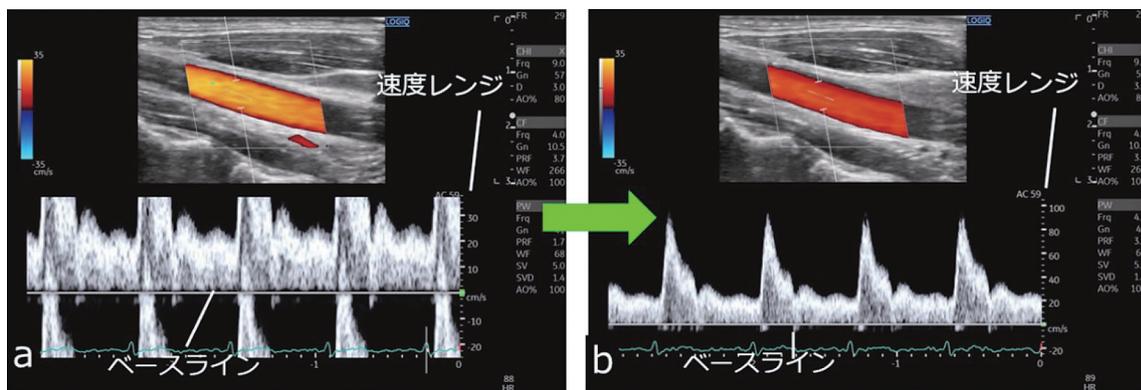


図.10 ベースラインと速度レンジの調整

- ドプラ波形の先端がドプラ表示エリアの下端に折り返して表示されている。
- ベースラインと流速レンジを調整すると、波形全体が折り返しなく表示される。

を計測<sup>10)</sup>。静脈径では体表面から観察した前後径で壁の外側-外側を計測<sup>11)</sup>する。

## 7) 血流計測方法

### a) 基本的なドプラ波形の調整

記録時には、原則としてエイリアシングがおこらないように、ベースライン、速度レンジを調整する(図.10)。

また収縮期加速時間(AT:acceleration time)(p.15 c)(5)④参照)の測定に際して、数十ミリ秒(ms)程度の時間を測定できるようにスイープ速度を調整する(図.11)。超音波画像とドプラ波形が上下にレイアウトされるような表示にすると、左右にレイアウトするより時間軸を長く確保できる。サンプルボリュームの位置は、瘤状の拡張を示す領域や蛇行部を除外して、長軸断層像が広範囲に直線状に描出され、ドプラ入射角補正が最小となる領域で設定する。

また、サンプルボリュームのサイズは血管内腔内の1/2超とするが、狭窄部位では最大血流部位に確實

にサンプルボリュームが設定できるように、狭窄内腔径より大きく設定する(図.12)。

④時間表示について：時間計測時の表記単位は、

分⇒min, 秒⇒sで表示できる。表記例：ml/min cm/s

なお、1秒未満はmsの使用を推奨する。例:0.1 s = 100 ms

### b) ドプラ入射角の調整

ドプラ入射角は血流方向とドプラ入射方向とのなす角度であり、角度が小さいほど血流速度計測の誤差が少ない。血流速度の測定は血管長軸断面で計測される。そのためニア型プローブでは良好なドプラ入射角を得ることは難しい。対策としてはアプローチ部位の変更や、動脈血流に影響しない程度にプローブを長辺側の両端の何れかに傾けて、血管を斜めに描出させ、ドプラ入射角度を小さくする。さらにビーム角度を調整する機能(ステアリング/スラント)

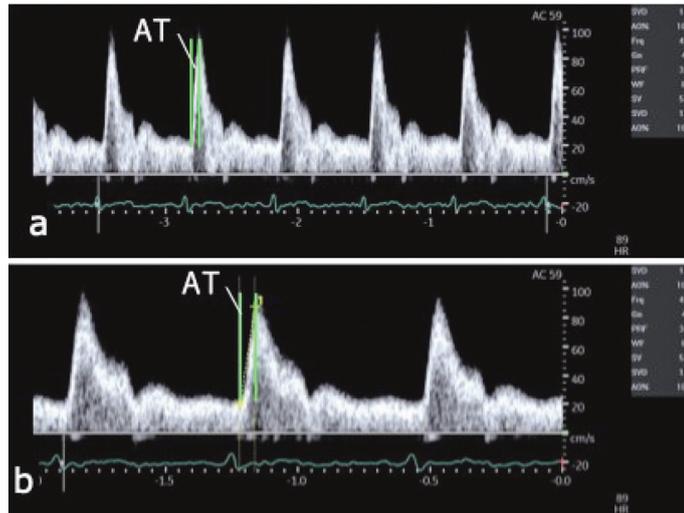


図. 11 スイープ速度調整例

- a. 1画面に5心拍程度表示されている。波形の再現性の確認では最適な設定だが、数十ミリ秒前後の計測を行う。AT\*の計測は測定誤差が大きくなる。
  - b. スイープ速度を速めると、波形立ち上がりの幅が明瞭になり、ATの計測誤差が少なくなる。
- \*AT : acceleration time (収縮期加速時間)

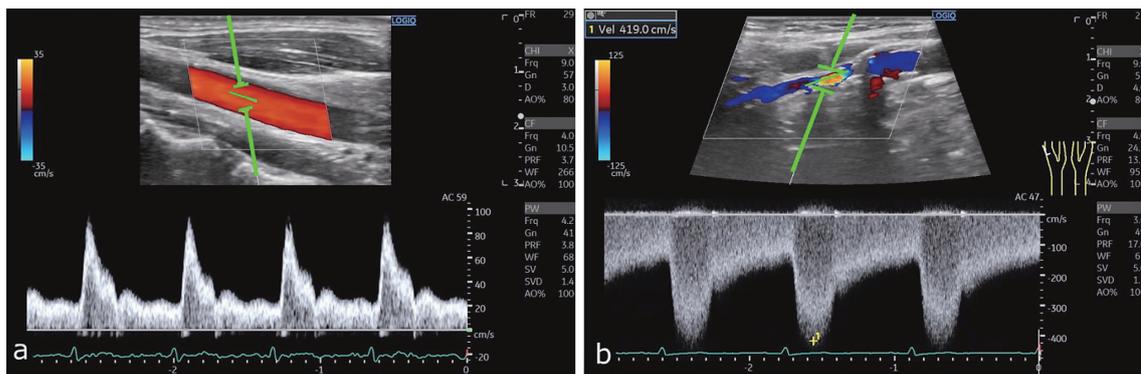


図. 12 パルスドプラサンプルボリューム調整例

- a. 通常血管におけるパルスドプラサンプルボリューム調整例：ドプラ入射角補正が最小となる領域で、血管内腔内の1/2超とする。
- b. 狭窄部位では最大血流部位に確実にサンプルボリュームが設定できるように、狭窄内腔径より大きく設定する。

を併用すればドプラビームと血流方向との角度を小さくでき、角度補正を最小限に抑えられるが、過度の角度調整はプローブの指向性により感度が低下するため不適である (図. 13)。

(1) パルスドプラ法：パルスドプラ法では、測定計測誤差の観点から角度補正を60°以内とするのが原則である<sup>12)</sup>。(p. 17, 6, 7) f) 血流計測の注意点参照)。また、経過観察などで前値との比較をする際は、前回と同一角度での計測を推奨する。パルスドプラ法で折り返しを生じ、収縮期最大血流速度を計測できない場合には、ドプラ入射角に注意して連続波ドプラ法で計測する。

(2) 連続波ドプラ法：正確な収縮期最大血流速

度を得るには、ドプラビームは血流に対して平行でなくてはならず、角度が大きいほど計測誤差は大きくなる。ドプラビームと血流方向のなす角度が20度以内であれば測定誤差は6%以下であり、これに納まるように角度補正を行わずプローブ操作を行うことが推奨される<sup>13)</sup>。

コンバックスプローブでは、ドプラビームが画像の中心よりも両端に近づくほど斜めに入射されるので、血管長軸像を描出した際には、画像の両端側の方がドプラビームの入射角を小さくすることができる。これを応用して、血管長軸像を斜めに描出すれば、深部に描出される側のドプラビームの入射角をより小さくすることができる (図. 14)。

セクタ型プローブはリニア型よりもプローブの大

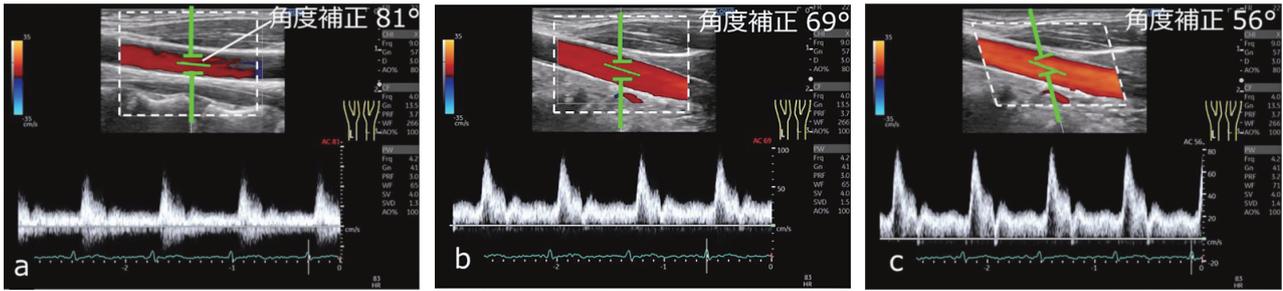


図. 13 血管長軸走行に対するドプラ入射角度調整例

- a. 血管がドプラビームに対し垂直に近い入射角であり、角度補正は60°超になっている。
- b. 血管を斜めに描出し、ドプラ入射角を少なくしている（ただしこの時点でも角度補正は60°超）。
- c. さらにビーム角度を調整する機能（ステアリング／スラント）を使用し、ドプラビームと血管のなす角度を小さくしている。角度補正も60°以内に抑えられている。

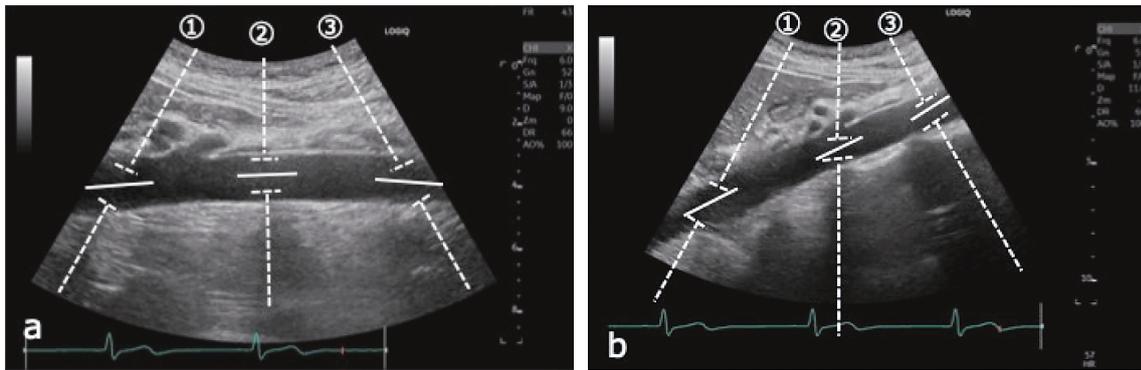


図. 14 コンベックスプローブにおけるドプラビームの特性とその応用例（腹部大動脈）

- a. 血管の長軸像では、画像の中心（②）よりも両端の方（①，③）がドプラ入射角を小さくできる。
- b. 血管を斜めに描出すれば、深部に描出されている側（①）のドプラ入射角をより少なくすることができる。

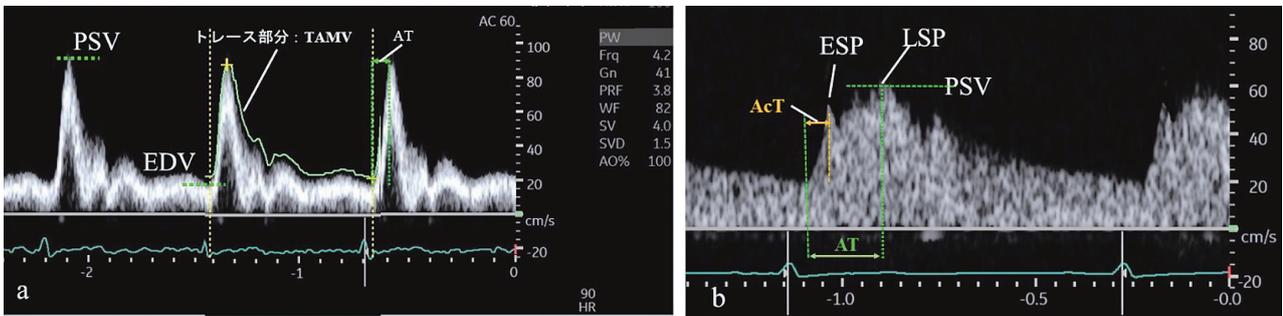


図. 15 血流速度波形の計測項目

- a. 基本的な動脈血流波形（総頸動脈例）  
 PSV : peak systolic velocity, EDV : end-diastolic velocity, AT : acceleration time, RI : (PSV-EDV)/PSV, PI : (PSV-EDV)/TAMV\*
- b. ESP を有する動脈波形（内頸動脈例）  
 ESP : early systolic peak, LSP : late systolic peak, AcT : modified acceleration time, PSV : peak systolic velocity  
 \*TAMV : time-averaged maximum flow velocity

きさ、形状が血流方向に対するドプラビームの入射角度を小さくするのに有利である。さらに連続波ドプラ法を使用できることや、リニア型に比べ超音波周波数が低いために深部感度があり、深部の血流評価も容易となり有用なことが多い。

c) 血流速度波形の計測項目（図. 15）

- (1) PSV : peak systolic velocity（収縮期最大（最高）血流速度）：動脈波形における心収縮期の血流速度の最大値。
- (2) EDV : end-diastolic velocity（拡張末期血流速度）：心拡張末期の血流速度。

(3) **RI : resistance index (抵抗指数)** : RI は次式で算出される。

$$RI = (PSV - EDV) / PSV$$

動脈血流速度から算出される指標で、計測部位より末梢の血管抵抗を反映する。RI 値はドプラビームと血流のなす角度に依存しない。

(4) **PI : pulsatility index (拍動指数)** : PI は次式で算出される。

$$PI = (PSV - EDV) / \text{時間平均最大血流速度 (TAMV : time-averaged maximum flow velocity)}$$

TAMV はドプラ波形 1 心拍分の最大血流速度の辺縁 (最も早い流速の部分) をトレースすることで得られる。動脈血流速度から算出される指標で末梢の血管抵抗を反映するとされる。RI と同様、ドプラビームと血流のなす角度に依存しない。RI が一心拍中の 2 点の情報しか考慮していないのに対し、PI は一心拍中のすべての情報を含んでいる。

(5) **AT : acceleration time (加速時間 : 図. 15)** : 最小流速から最大流速までの時間。ほとんどの場合、最小血流速度は拡張期であり、最大血流速度は収縮期となる。すなわち、心収縮期におけるドプラ波形立ち上がり始めから立ち上がりピークまでの時間である。

⑩ **AT と AcT について** : 加速時間 (acceleration time) の略語を、AT と AcT とに区別して用いることが提案されている。通常は AT が用いられているが、AcT も用いられる。図. 15 b に AT と AcT を示す。AcT は「modified AT = 修正収縮期加速時間」とも称され<sup>14)</sup>、連続する血流波形において、EDV から ESP (収縮早期ピーク波) までの時間である。これらの略語を用いる際、両者を明確に区別して使用するよう注意する。

(6) **ESP : early systolic peak (収縮早期ピーク波)** : 腎内動脈や内頸動脈の血流波形でみられる収縮早期の鋭いスパイク波<sup>15,16)</sup>の名称である。ESP の成因には compliance の関与が指摘されている<sup>17)</sup>。

ESP を有する波形では、ドプラ波形立ち上がり始めから ESP の立ち上がりピークまでの時間を

AcT (または modified AT) として計測する。

(7) **LSP : late systolic peak (収縮後期ピーク波)** : ESP の後に認めるなだらかなピーク波<sup>18,19)</sup>の名称である。

#### d) 血流量の計測方法

血流量は血管内腔の断面積と平均血流速度から算出される。断面積は血管の直径から求められるため、ビームの入射角度を考え血管壁が明瞭に描出される断面で血管を圧迫しないように測定する。また、超音波ドプラ法から得られる平均血流速度は下記の 2 種類があり、装置側の設定を確認しておく必要がある。それぞれ目的に応じて使い分けが、誤って算出すると結果が大きく異なるため注意が必要である。

##### 平均血流速度

- ① 時間平均最大血流速度 (TAMV : time-averaged maximum flow velocity) : 最大血流速度波形の辺縁 (最も速い流速の部分) をトレースして求める。通常、PI (pulsatility index) を算出する際に利用される。
- ② 時間平均血流速度 (TAV : time-averaged flow velocity) : 1 心拍内あるいは一定時間内で平均した流速値。1 心拍分の平均血流速度波形を装置側で自動トレースし、サンプルボリューム内の血流速度分布を考慮して求める。

一般的には、時間平均血流速度 (TAV) で算出した血流量が利用されることが多く、次式で計算される。

$$\text{血流量 (mL/min)} = \text{TAV (cm/s)} \times \text{断面積 (cm}^2\text{)} \times 60 \text{ (s)}$$

TAV を正確に計測するためには血流速度波形の記録時には、サンプルボリュームを血管内腔からはみ出さない最大の大きさに調節し、高速血流と低速血流の両方の成分を捉えられるようドプラフィルタを調節する<sup>8)</sup>。

なお、TAV 計測には機器側のオートトレース機能が必須となる。血管内腔断面積は通常、血管内腔径 (ITI) を計測することで自動的に算出される (図. 16)。

#### e) 血流波形の形態と分類

末梢血管抵抗の違いなどから、各部位の正常ドプ

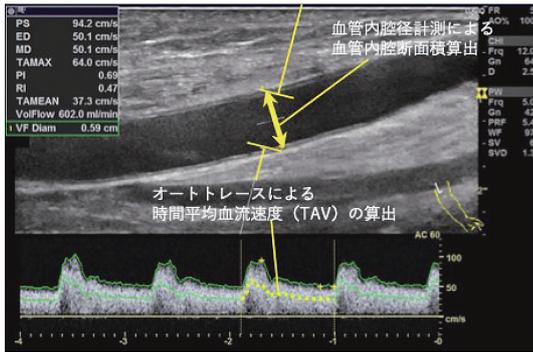


図.16 時間平均血流速度 (TAV) を用いた血流量算出例 (上腕動脈)

ドプラ波形のオートトレースによる時間平均血流速度 (TAV\*) と血管内腔径 (ITI) 計測による血管内腔断面積から血流量が算出される。正確な TAV 算出には、サンプルボリュームを血管内腔からはみ出さない最大の大きさに調節し、高速血流と低速血流の両方の成分を捉えられるようドプラフィルタを調節する。

\*TAV : time-averaged flow velocity

ラ波形の形態は異なる。例えば、頭蓋内や腎臓は血管抵抗が低いため、それらの上流に位置する内頸動脈や腎動脈などでは、収縮期から拡張期に至る際の血流速度低下は緩徐で血流波形も収縮期から拡張末期に至るまで、なだらかに下降する形状となる。そ

れに伴って RI は比較的低値となる。一方、頭蓋外や下肢末梢動脈では血管抵抗が比較的高く、それらの上流に位置する外頸動脈や大腿動脈などでは拡張期の血流速度低下が急峻で、血流波形も収縮期から拡張末期に至るまで、急峻に下行する形状となる (図.17)。それに伴って RI は比較的高値となる。動脈において、狭窄や閉塞病変部よりも心臓側や末梢側では、ドプラ波形が変化するため、病変を疑う端緒となる (各領域を参照)。また、狭窄部では血流速度が亢進することから、末梢動脈や腎動脈および内頸動脈では、狭窄病変を推定することが可能である (各領域参照)。尚、心拍数に影響を受ける点にも留意する。

#### f) 血流計測の注意点：血流方向、角度補正、エイリアシング

流速の計測には、ドプラ法の角度依存性があることを考慮する必要がある。また、連続波によるドプラスペクトル計測以外のパルス波を用いたドプラ法ではエイリアシングが発生することを念頭におく必要がある。ドプラ法では、血流の真の速度のうち、

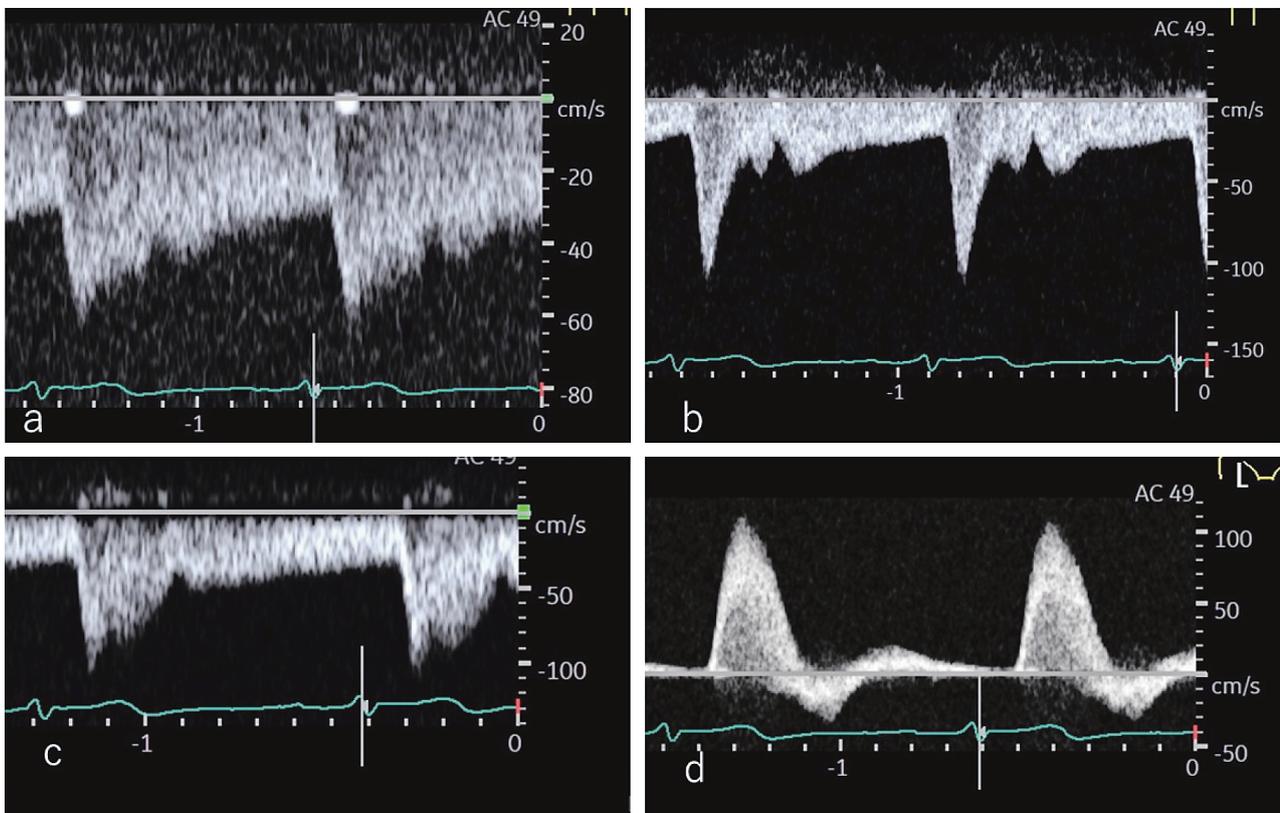


図.17 代表的な部位での正常ドプラ波形の例  
末梢血管抵抗の差などから、各部位の正常ドプラ波形の形態は異なる。  
a. 内頸動脈, b. 外頸動脈, c. 腎動脈, d. 大腿動脈

超音波ビームに沿った成分のみが検出される。血流方向と超音波ビーム方向が異なる場合は角度補正を行う必要がある。しかし、血流方向と超音波ビーム方向のなす角度が大きくなるほど、わずかな角度の設定誤差が大きな推定流速誤差につながり<sup>20)</sup>、また、90度に近くなると超音波音場の影響もあり補正が困難となるため、角度補正を60度以内に抑えることが推奨される。流速の定量計測ではなく血管の走行を確認したい場合にはパワードプラ法が適しているが、近年導入が進んでいる低流速血流の描出能を向上させた微細血流イメージング(MVFI)も有用である。

#### g) 不整脈時の計測

不整脈がある場合は、不整脈出現直後の心拍は避けるなど平均的な心拍で計測する。心房細動例においては、連続5-10心拍の平均値を用いる方法<sup>21)</sup>が心時相を重要視する心臓超音波検査領域で推奨されているが、日常検査では現実的ではない。一回拍出量に比例する大動脈血流速度や大動脈時間速度積分値において、先行RR間隔(RR1)と先々行RR間隔(RR2)がほぼ等しくなった次の心拍で計測すると平均的な心拍と等しくなることが報告されている<sup>22,23)</sup>。

⑩ **Index Beat (Single beat)** : 先行RR間隔と先々行RR間隔が(ほぼ)等しい拍で、それらのRR間隔が平均RR間隔に近い拍とされる。但し、先行RR間隔と先々行RR間隔が同じでも、RR間隔が短い場合は不可である。

#### 8) アーチファクト (artifact)

実際には存在しないのに表示される像で、血管超音波検査の実施時に周知しておくべきアーチファクトについてのみ概説する。実例などの詳細は、成書を参考にして頂きたい。

・ **多重反射 (multiple reflection, multiple echo)** : プロブと反射面との間で反射が繰り返されるために生じる。振動子から放射された超音波パルスが強反射体の間(対象と探触子など)を何回も往復して反射される現象。表示部上には反射対の距離に相当する間隔で複数のエコーが現れる。特に近接した面での反復反射を **reverberation** と呼ぶ。血管内でのプラーク観察時に区別が必要である。

・ **音響陰影 (acoustic shadow)** : 超音波が透過し難い組織の後方でエコーが減弱、あるいは消失した領域。動脈の石灰化病変で観られる。

・ **音響増強・後方エコー増強 (Posterior acoustic enhancement)** : 超音波の減衰や反射の少ない組織や減衰・反射の起こらない部位の後方には輝度の高い領域ができる。重なりのある血管の観察時に観られ、観察ウィンドウともなる。

・ **外側陰影 (lateral shadow)** : 超音波の屈折は、画像を歪ませたり、位置を左右方向へずらして表示したり、二重に表示されたりすることがある。また、超音波が屈折することによりビームが到達しない領域ができることもあり、その代表が血管や腫瘍の外側後方に出現する側方陰影である。側壁の観察時に注意する。

・ **鏡面反射 (mirror image)** : 強い反射体が存在するケースでは、反射体を挟んで等距離に鏡に映したような像が出現することがあり、これを鏡面反射(ミラー効果: **mirror image**)という。超音波ビームの進行方向に対して比較的強い反射体が斜めに横切る部位で発生しやすい。虚像に注意する。

・ **slice thickness effect** : スライス幅があるために生じる、1断層面に臓器が重畳される現象で、虚像を鑑別する。

なお、鏡面反射 (**mirror image**), **slice thickness artifact** は B モードだけでなく、カラー Doppler 法やパルス Doppler 法でも観察される。

また、総頸動脈や腹部大動脈では、らせん状に流れる血流が横断像では解離のように観察されることがある。アーチファクトではないが注意が必要である。

⑪ **もやもやエコー (smoke-like echo, moyamoya echo, spontaneous echo contrast; SEC)** : 血流うっ滞があるところに発生し、非常に多数の微小エコーからなる境界不明な不定形エコー。煙のように絶えずゆっくりと渦を巻き、血流うっ滞がなくなれば容易に消失する。

#### 利益相反

委員全員は、本ガイドラインに関して利益相反はありません。

## 【文献】

- 1) 日本超音波医学会 機器及び安全に関する委員会. 超音波検査者が安全・快適で健康的に働くための提言. 2014, [https://www.jsum.or.jp/committee/uesc/pdf/anzen\\_web.pdf](https://www.jsum.or.jp/committee/uesc/pdf/anzen_web.pdf)
- 2) 超音波診断装置の安全性に関する資料. 公益法人日本超音波医学会 安全委員会編纂, 一般社団法人電子情報技術産業協会 医用超音波専門委員会編. <https://www.jsum.or.jp/committee/uesc/pdf/safty.pdf>
- 3) 日本超音波医学会. COVID-19 流行下において超音波検査と装置クリーニングを安全に実施する方法. 2020, [https://www.jsum.or.jp/committee/uesc/pdf/covid-19\\_safe\\_method.pdf](https://www.jsum.or.jp/committee/uesc/pdf/covid-19_safe_method.pdf) (原文)[https://wfumb.info/wp-content/uploads/2020/03/WFUMB-covid19-document\\_FINAL2d.pdf](https://wfumb.info/wp-content/uploads/2020/03/WFUMB-covid19-document_FINAL2d.pdf)
- 4) 日本超音波医学会. COVID-19の防護に関するクイックガイドー患者と超音波検査者の防護. 2020, [https://www.jsum.or.jp/committee/uesc/pdf/covid19\\_quick\\_guide.pdf](https://www.jsum.or.jp/committee/uesc/pdf/covid19_quick_guide.pdf) (原文)[https://aium.s3.amazonaws.com/covid19/Covid19\\_Quick\\_Guide\\_PUPP.pdf](https://aium.s3.amazonaws.com/covid19/Covid19_Quick_Guide_PUPP.pdf)
- 5) 日本超音波医学会. 超音波診断装置の取り扱いと安全性に関する勧告や資料. <https://www.jsum.or.jp/committee/uesc/materials.html>
- 6) 日本超音波医学会: 超音波検査の「パニック所見: 緊急に対応すべき異常所見」[https://www.jsum.or.jp/committee/diagnostic/pdf/0066371\\_total.pdf](https://www.jsum.or.jp/committee/diagnostic/pdf/0066371_total.pdf)
- 7) 日本超音波医学会: 超音波装置における STC 適正使用小委員会からの提言 (2018年9月15日公示) [https://www.jsum.or.jp/uploads\\_files/guideline/shindankijun/STC\\_proper\\_use.pdf](https://www.jsum.or.jp/uploads_files/guideline/shindankijun/STC_proper_use.pdf)
- 8) 山本哲也. 基礎理論の臨床応用技術 血管領域, 超音波基礎技術テキスト, 超音波検査技術 特別号, Vol.37 No.7, 229-50, 日本超音波検査学会, 2012
- 9) 日本超音波医学会・診断基準委員会, 超音波による大動脈病変の標準的評価法. 2020. <https://www.jsum.or.jp/committee/diagnostic/pdf/aorticlesion2020.pdf> (2024年3月閲覧)
- 10) 日本超音波医学会・診断基準委員会, 超音波による頸動脈病変の標準的評価法. 2017, [https://www.jsum.or.jp/committee/diagnostic/pdf/jsum0515\\_guideline.pdf](https://www.jsum.or.jp/committee/diagnostic/pdf/jsum0515_guideline.pdf) (2024年3月閲覧)
- 11) 日本超音波医学会・診断基準委員会, 静脈エコー検討小委員会: 超音波による深部静脈血栓症・下肢静脈瘤の標準的評価法. 2018. [https://www.jsum.or.jp/uploads\\_files/guideline/shindankijun/20200515.pdf](https://www.jsum.or.jp/uploads_files/guideline/shindankijun/20200515.pdf)
- 12) Hoskins PR. Accuracy of maximum velocity estimates made using Doppler ultrasound systems. *Br J Radiol.* 1996 Feb;69(818):172-7.
- 13) Mitchell C, Rahko PS, Blauwet LA, et al. Guidelines for performing a comprehensive transthoracic echocardiographic examination in adults: Recommendations from the American Society of Echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr.* 2019; 32: 1-64.
- 14) Iizuka K, Takekawa H, Iwasaki A, et al. Suitable methods of measuring acceleration time in the diagnosis of internal carotid artery stenosis. *J Med Ultrason.* 2020; 47: 327-33.
- 15) 日本超音波医学会 用語・診断基準委員会腎動脈超音波診断ガイドライン小委員会. 超音波による腎動脈病変の標準的評価法. *Jpn J Med Ultrasonics* 2015; 42: 185-200.
- 16) Gottlieb R.H., Lieberman J.L., Pabico R.C., et al. Diagnosis of Renal Artery Stenosis in Transplanted Kidneys: Value of Doppler Waveform Analysis of the Intra-renal Arteries. *AJR.* 1995; 165: 1441-6.
- 17) Trihan J.E., Mahe G., Laroche J.P., et al. Arterial Blood-Flow Acceleration Time on Doppler Ultrasound Waveforms: What Are We Talking About? *J Clin Med.* 2023; 12: 1097.
- 18) Nishihira T, Takekawa H, Suzuki K, et al. Usefulness of acceleration time ratio in diagnosis of internal carotid artery origin stenosis. *J Med Ultrason.* 2018; 45: 493-500.
- 19) Halpern E J, Deane C R, Needleman L, et al. Normal renal artery spectral Doppler waveform: a closer look. *Radiology.* 1995 Sep;196(3):667-73. doi: 10.1148/radiology.196.3.7644627.
- 20) Smith HJ. Quantitative Doppler Flowmetry I. Construction and Testing of a Duplex Scanning System. *Acta Radiologica Diagnosis(Sweden).* 1984. 25(4): p. 305-12.
- 21) Quiñones MA, Otoo CM, Stoddard M, et al. Recommendations for quantification of Doppler echocardiography: a report from the Doppler Quantification Task Force of the Nomenclature and Standards Committee of the American Society of Echocardiography. *J Am Soc Echocardiogr.* 2002 Feb;15(2):167-84.
- 22) Sumida T, Tanabe K, Yagi T, et al. Single-beat determination of Doppler-derived aortic flow measurement in patients with atrial fibrillation. *J Am Soc Echocardiogr.* 2003; 16: 712-5.
- 23) Kusunose K, Yamada H, Nishio S, et al. Index-beat assessment of left ventricular systolic and diastolic function during atrial fibrillation using myocardial strain and strain rate. *J Am Soc Echocardiogr.* 2012; 25: 953-9.