

超音波による頸動脈病変の標準的評価法の公示に際して

頸動脈長軸方向断面像の表示方向については従来の循環器領域の方式と全身臓器の一部と考える方式とで意見が分かれている。

今回公示する「超音波による頸動脈病変の標準的評価法」の目的は“病変の評価”の標準化に重点を置き、“表示法”の標準化ではないので、意見の分かれている頸動脈長軸方向断面像の表示方向については特に規定をしていない。

日本超音波医学会用語・診断基準委員会

委員長 貴田岡正史

超音波による頸動脈病変の標準的評価法

日本超音波医学会用語・診断基準委員会

委員長 貴田岡正史

頸動脈超音波診断ガイドライン小委員会

委員長 松尾 汎¹

副委員長 谷口 信行²

委員 尾崎 俊也³ 金田 智⁴ 遠田 栄一⁵ 長束 一行⁶ 原田 烈光⁷ 平井都始子⁸

伏見 悦子⁹ 矢坂 正弘¹⁰

1. 目的

生活習慣病（糖尿病，脂質異常症，高血圧症，喫煙，肥満など）や動脈閉塞性疾患（脳血管障害，虚血性心疾患，閉塞性動脈硬化症など）の診療に際して参考となる，頸動脈病変の超音波検査による標準的な評価方法を提示する。

2. 適 応

頸動脈超音波検査の適応は，1) 頸動脈の狭窄および閉塞病変を伴いやすい疾患（脳血管障害，椎骨脳底動脈環流不全，高安病など）やそれを示唆する臨床所見（片麻痺，動脈雑音，脈拍減弱など）がある場合，または2) 他の領域の動脈硬化性疾患（冠動脈疾患，閉塞性動脈硬化症，大動脈瘤など）に対する，侵襲的治療のリスク評価が必要な場合とする。

ただし，3) 動脈硬化危険因子（糖尿病，脂質異常症，高血圧，喫煙，肥満など）を持っており，動脈硬化の進行の可能性がある場合も検査の適応としてよい。

3. 検 査

3.1 被検者の体位

被検者の体位は，仰臥位（または座位）を基本とし，観察領域が広く得られるように工夫する（Fig. 1）。観察領域を進展させ，頭部を30度前後傾ける（Fig. 1左）と観察し易い。体型により肩甲骨背部へ枕やタオルなどを挿入すると，総頸動脈



Fig. 1 被検者の体位（左：右頸動脈を検査する際の通常の体位，右：枕を使用して工夫した時の体位）

起始部が観察し易くなる（Fig. 1右上）。また，内頸動脈遠位部の観察には，側臥位にして頸部後方から観察すること（Fig. 1右下）も有効である。

3.2 探触子の選択

頸動脈超音波検査では，血管形態や走行深度から，一般に高周波のリニア型探触子を用いる。

探触子の中心周波数は，内膜中膜複合体（以下IMC: intima-media complex）の計測精度を考慮すると7 MHz以上を必要とする。

内頸動脈の末梢側など深部を走行する血管の観察には，中心周波数が5 MHz前後のコンベックス型やセクタ型探触子も有効な場合がある。

¹松尾循環器科クリニック，²自治医科大学臨床検査医学，³幸循会 OBP クリニック臨床検査科，⁴東京都済生会中央病院放射線科，⁵三井記念病院中央検査部，⁶国立循環器病センター脳血管内科，⁷アロカ研究所，⁸奈良県立医科大学中央内視鏡超音波部，⁹平鹿総合病院第二内科，¹⁰九州医療センター脳血管内科

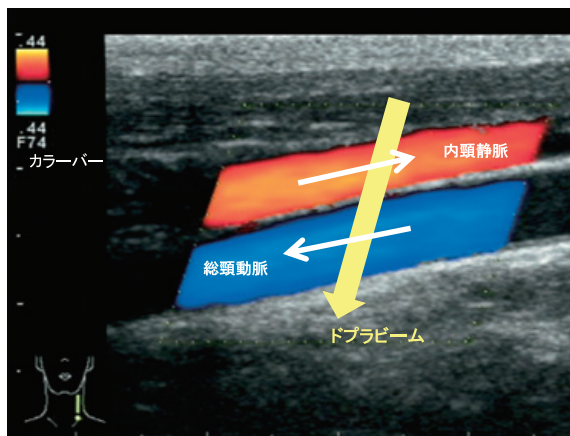


Fig. 2 カラー Doppler 法による表示方法 (左: 末梢側)

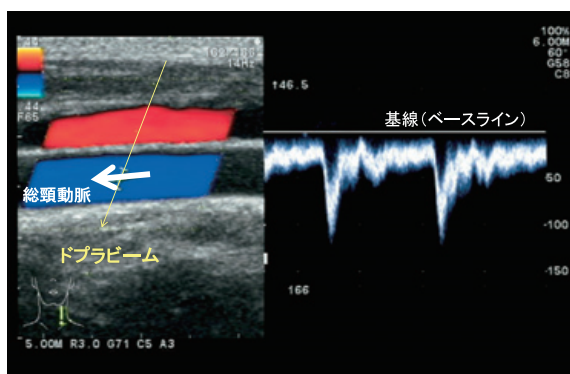


Fig. 3 パルス Doppler 法による表示方法 (左: 末梢側)

3.3 画像の表示方法

1) 超音波断層像

血管短軸断層像（横断像）は，被検者を尾側（足側）から眺めた像で，画面に向かって左に被検者の右側が表示される像とする．血管長軸像（縦断像）は，画面にその方向を表示する．（注 1）

2) カラー Doppler 法

カラー Doppler 法の表示色相は，原則的には探触子に向かう血流を赤色（暖色系），遠ざかる血流を青色（寒色系）とする（Fig. 2）．ただし，画面にカラーバーを表示すれば，その限りではない．

3) パルス Doppler 法

ドプラ血流波形の基線に対する血流方向の表示は，探触子に向かう血流を基線より上方（正

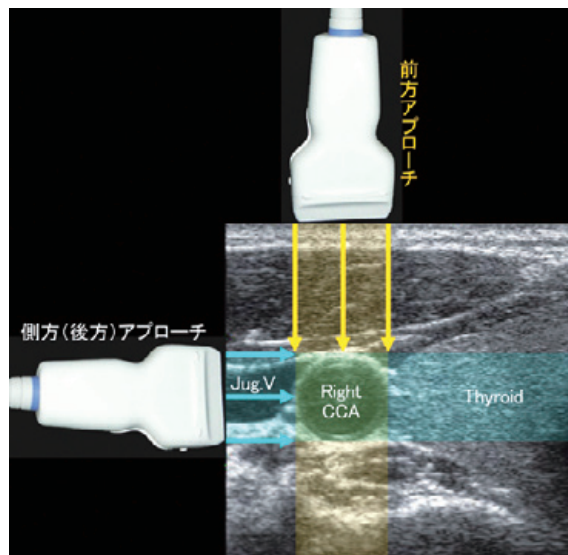


Fig. 4 血管短軸アプローチ：前方と側方アプローチ

の方向），遠ざかる血流（Fig. 3）を基線より下方（負の方向）に表示する．ただし，血流方向を記載すればその限りではない．

また，動脈と静脈との鑑別や，血流波形の評価を必要とする場合は，心電図の同時記録が有用である．

3.4 アプローチ方法

1) 観察断面の設定

断層像による頸動脈の観察は，血管短軸断面と血管長軸断面の 2 方向で行う．特に，血管病変の検索には，血管短軸断面によるアプローチが有効である．ただし，短軸走査は前方と側方（後方）の 2 方向以上からアプローチし，互いに描出不良な領域を補うように観察する必要がある（Fig. 4）．

2) 観察領域

頸動脈超音波検査の観察領域は，左右ともに総頸動脈（common carotid artery: CCA），頸動脈球部（bulbus: Bul, bifurcation: Bif），内頸動脈（internal carotid artery: ICA），および椎骨動脈（vertebral artery: VA）で観察可能な領域とするが，必要に応じて外頸動脈（external carotid artery: ECA），鎖骨下動脈（subclavian artery: SCA），およびそれらの分枝動脈も観察

注 1) 頸動脈長軸方向断面像の表示方向については従来の循環器領域としての方式と全身臓器の一部と考える方式とで意見が分かれている．今回公示する“超音波による頸動脈病変の標準的評価法（案）”の目的は“病変の評価”の標準化であり“表示法”の標準化ではないので，表示方向については特に規定をしていない．

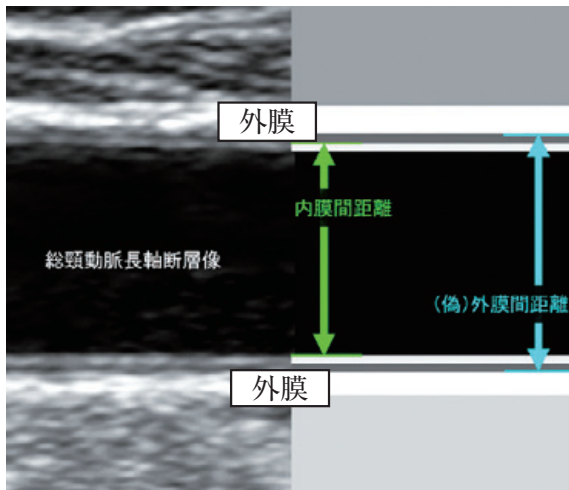


Fig. 5 血管径の計測ポイント

する。ただし、IMCの厚み（以下 IMT: intima-media thickness）やプラークの評価を行う際は、総頸動脈、頸動脈球部、および内頸動脈を必須観察領域とする。

3.5 評価項目

1) IMT

動脈硬化病変の評価として、必須の計測項目は左右の総頸動脈、頸動脈球部および内頸動脈での最大内膜中膜複合体厚（以下 max IMT: maximum intima-media thickness）とし、選択項目として、総頸動脈での平均内膜中膜複合体厚（以下 mean IMT: mean intima-media thickness）を用いる。

2) 狭窄率

総頸動脈では面積狭窄率を基本とし、必要に応じて径狭窄率を求める。

内頸動脈では North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial (NASCET) 法での狭窄率を基本とし、必要に応じて European Carotid Surgery Trial (ECST) 法での径狭窄率や面積狭窄率を求める。さらに狭窄部位での血流計測（最高血流速度など）も同時に行うこととする。

3) 動脈径

狭窄や瘤形成の判定に用いる血管径の計測は、病変部を計測する。また、スクリーニング検査における動脈径の計測は、拍動する動脈の収縮時相（心拡張時相）の断層像で行い、計測ポイントは内膜間距離または（偽）外膜間

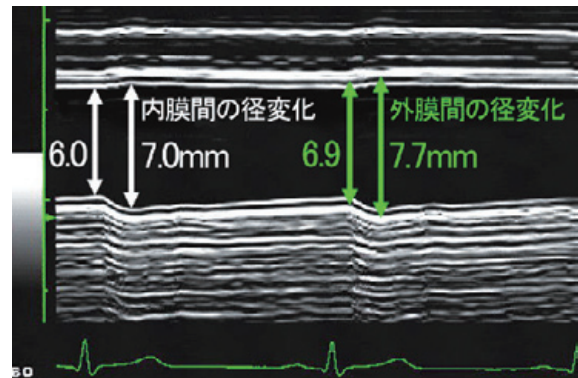


Fig. 6 血管径計測時の時相（心電図 QRS 波相との関連）

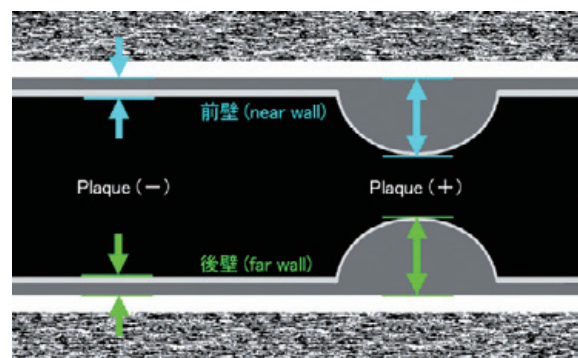


Fig. 7 IMT の計測ポイント

距離を基本とする（Fig. 5）。

また、M モードまたは心電図と同時記録ができる場合の血管径計測の時相は、血管収縮後期（心拡張後期：心電図 QRS 波相）とする（Fig. 6）。

なお、報告書には、計測部位と計測値を記載する（例）総頸動脈径（最小内膜間距離）＝ 6.0 mm。

4) IMT の計測

①max IMT の計測

IMC は、血管内腔側の高エコー層と低エコー層の 2 層から成り、その厚みである IMT の肥厚が脳梗塞や心筋梗塞などの動脈硬化性疾患や動脈硬化性疾患のリスクである生活習慣病と相関があることが知られている。（Fig. 7）。

max IMT の計測範囲は、左右共に総頸動脈（CCA）、頸動脈球部（Bul or Bif）、および内頸動脈（ICA）とし、左右それぞれの観察可能な領域で最大の値を測定する。外頸動脈は、計測範囲から除外する。

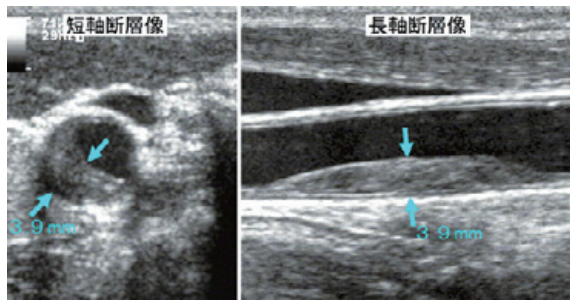


Fig. 8 血管短軸および長軸による病変部の評価

なお、閉塞部位や石灰化がある場合には、評価不能とする。

また、超音波の特性から、前壁での IMC の描出が困難な場合もあるため、観察領域を後壁のみに限定した場合は、max IMT が後壁 (far wall) での値であることを明記する。IMT 計測の最小単位は 0.1 mm とし、計測誤差を最小限にするように、画像サイズを大きく表示して計測することが望ましい。IMT の計測画像は、血管に直交する短軸断面および血管中央の長軸断面のどちらを用いてもよいが、2 方向で描出し両断面で確認した計測値とするのが望ましい (Fig. 8)。

②mean IMT

mean IMT は、頸動脈球部 (Bul or Bif) を含まない左右の総頸動脈で計測する。

mean IMT の計測方法は 2 点以上の複数点の平均値である。その計測方法には、IMT 計測ソフトウェアを用いた自動計測方法や、総頸動脈における max IMT 計測部位の両サイド (末梢側および中枢側) 1 cm の位置でそれぞれの IMT を計測し、max IMT を含めた 3 点の平均値を求める方法などが報告されている。

5) プラークの計測

①プラークの定義

最大の厚みが 1 mm を超え、IMC 表面に変曲点を有する限局性の隆起性病変をプラークと称する。ただし、vascular remodeling の症例は、血管内腔への隆起の有無に関係なくプラークとする。

また、プラークを含めた最大計測値が、max IMT である (Fig. 7)。

②プラークの画像記録

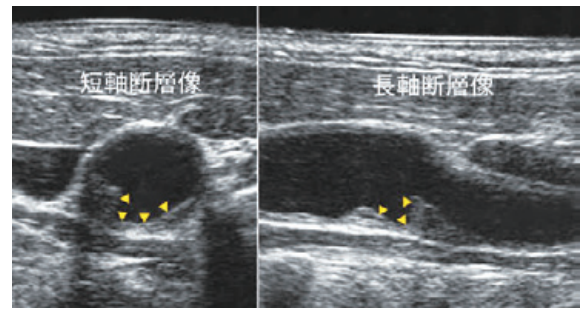


Fig. 9 潰瘍 (ulcer) 形成を伴うプラーク (長軸像・左: 中枢側)

基本的なプラークの画像記録は、可能な限りその最大厚が描出される血管の短軸および長軸断面の 2 方向で行う。

ただし、表面や内部性状などを記録する場合は、適切な断面を自由に設定してよい。

③プラークの観察項目

プラークは、a) 最大厚や隆起部の範囲を含めたサイズ、b) 表面の形態、c) 内部の性状、d) 可動性などを評価する。これらは、動脈硬化性病変の評価、治療および経過観察において重要である。

a) プラークの計測

プラーク厚は、IMT の計測と同様に、血管内腔との境界と血管外膜面との境界で、最大の厚みを計測ポイントとする (Fig. 7)。

プラークのサイズは、一般にプラーク厚で表現されるが、血管長軸方向の範囲や、短軸断面でのプラークの面積や占有率なども用いられる。

b) プラーク表面の形態

プラーク表面 (surface) の形態を表す用語として、平滑 (smooth)、不規則 (irregular)、および Fig. 9 に示すように明らかな陥凹を伴う潰瘍 (ulcer) 形成などが用いられる。

c) プラークの輝度分類と均一性

プラークは、プラーク内部のエコー輝度 (echogenicity) から三つに大分類し、さらに、その内部エコーの均一性 (texture) を加え 6 つに小分類することができる。プラークのエコー輝度を評価する際に、対象となる構造物が必要となる。この対象構造物は、「プラーク周囲の IMC」に

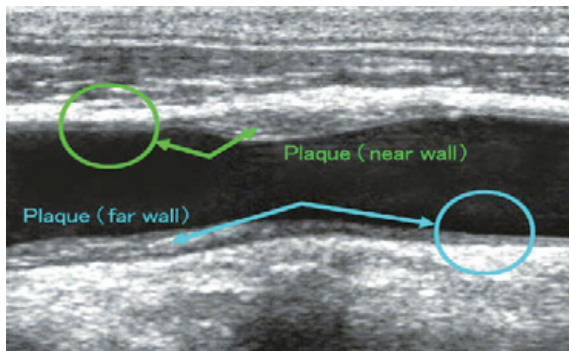


Fig. 10 プラークの輝度評価に用いる対象構造物

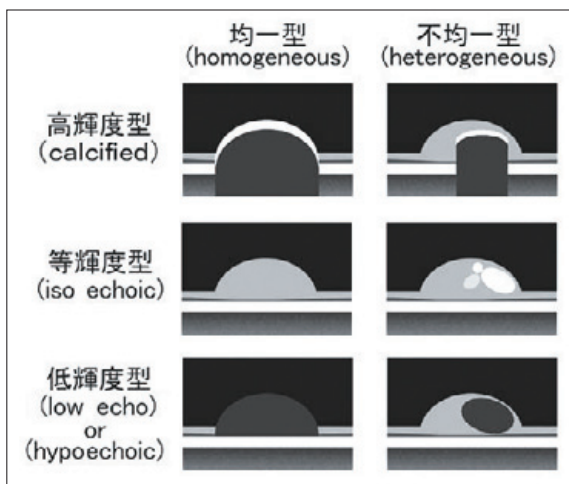


Fig. 11 輝度とその分布によるプラーク分類

設定し、プラーク内部のエコー輝度と比較して判定する。ただし、観察深度や記録条件によってエコー輝度が増減するため、可能な限りプラーク病変と同側（前壁側または後壁側）のIMCを対象構造物とする（Fig. 10）。

エコー輝度による分類は、(a) 音響陰影を伴う石灰化病変を含む calcified, (b) 対象構造物に比べ低輝度エコーの領域を含む low echo (hypoechoic or echolucent), (c) 石灰化病変や低エコー輝度領域は認めず、対象構造物とほぼ同程度のエコー輝度を示す iso echoic の三つに大分類する。

ただし、低輝度領域が認められる場合はそれを優先する。

また、それぞれの内部エコー輝度が均一である homogeneous と、エコー輝度が不均一にみられる heterogeneous に小分類する。それぞれの名称は、高輝度均一

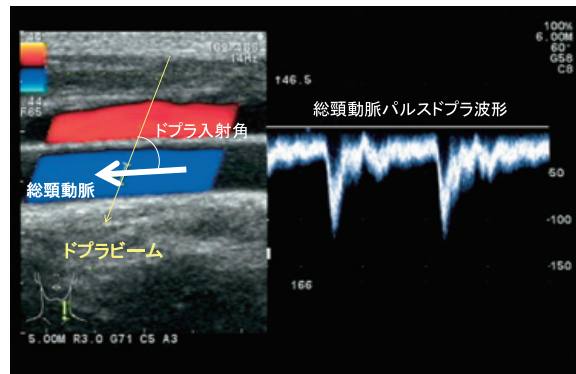


Fig. 12 パルスドプラ法による血流波形記録時の角度補正（左：末梢側）

型、高輝度不均一型、等輝度均一型、等輝度不均一型、低輝度均一型、低輝度不均一型とする（Fig. 11）。

ただし、多方向からのアプローチでも描出が不良で、内部エコー輝度の評価が困難な場合は、無理には分類をせず、識別困難と表記するに留める。

d) 可動性

特殊な形態として、可動性プラーク（mobile plaque）が観察されることがある。有茎性成分、低輝度成分を覆う線維性被膜、およびプラーク全体やその一部が可動性を示すことがある。これは血栓や不安定プラークを意味し、塞栓症を起こしやすいプラークとして注意を喚起すべきである。

④ プラークスコア

頸動脈の動脈硬化度を半定量的に評価する方法として、プラークスコアを有用である。計測法には、最も簡単な方法として内頸動脈、頸動脈球および総頸動脈の3区分に分けて、それぞれの左右のプラーク厚の総和をプラークスコアとする方法などが報告されている。

3.6 パルスドプラ法による血流検査

1) サンプルポイントの設定

血流のサンプルポイントは、狭窄部位では当該部位に設定する。

狭窄のない場合は、良好な画像が得られる部位に自由に設定してよい。しかし、血管径が変化する部位、血管分岐部付近、さらに血管の蛇行部は流速が一定せず、血流の乱れが生

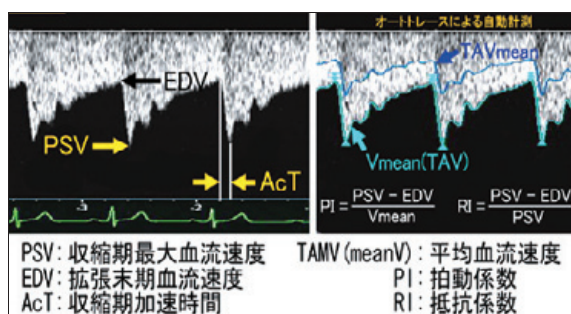


Fig. 13 ドプラ血流波形評価時の計測項目

じることがあり、計測部位としては適切ではない。

サンプルサイズは、通常は血管径の1/2以上で血管内腔に収まるサイズとし、血管中央部に設定するが、狭窄部位では狭窄径を考慮したサンプルサイズに設定する。

ドプラ入射角は、計測誤差を考慮して60°以内での記録を条件とするが、可能な範囲で入射角を小さくするように設定する (Fig. 12)。

2) 血流波形の計測

頸動脈の血流評価は、狭窄がない場合には両側のCCAとICAで、良好な画像と入射角が得られる部位で計測する。

また狭窄がある場合にはその狭窄部と狭窄の前後で評価する。

計測項目は収縮期最高血流速度 (peak systolic velocity: PSV)、拡張末期血流速度 (end-diastolic velocity: EDV) である (Fig. 13)。

また必要に応じて、収縮期加速時間 (acceleration time: AcT)、収縮期最大流速 / 拡張末期流速比 (SD ratio)、抵抗係数 (resistance index: RI 値)、および平均血流速度 (Vmean) を用いて拍動係数 (pulsatility index: PI 値) などを求める (Fig. 13)。

さらに、拡張末期血流速度 (EDV) の左右比 (速い速度 / 遅い速度: ED ratio) も応用でき、CCA での比が1.4以上ではEDVの低い方の遠位側に閉塞や高度狭窄病変の可能性が高い (4以上はICA閉塞)。

【脚注】 平均血流速度の求め方には2通りある。TAMVmeanは時間平均血流速度 (TAV) の平均値で血流量を求める際に用いられ、装置の自動トレース機能にてTAVをトレースして得られる。Vmeanとは時間平均最大血流速度 (time

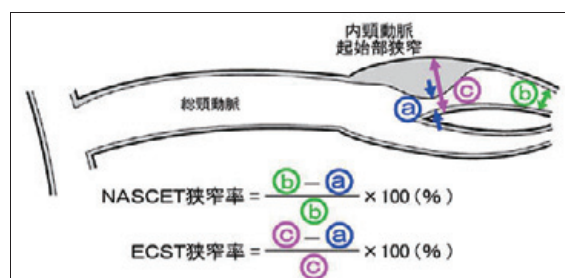


Fig. 14 狭窄率の計測方法 (左: 中枢側)

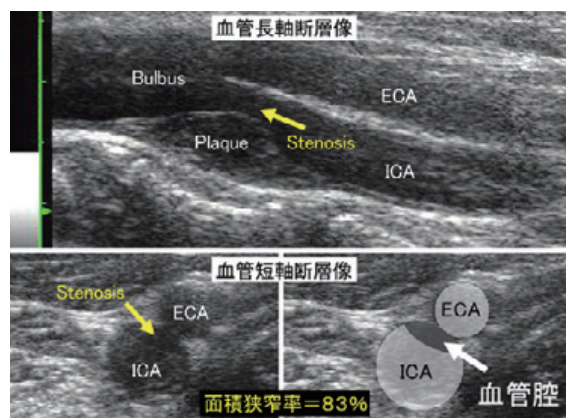


Fig. 15 面積狭窄率の計測方法 (長軸像・左: 中枢側)

averaged maximum velocity: TAMV) と同義で、瞬時における最高流速をトレースして得られる最大血流速度の時間平均値で、拍動係数 (PI) を求める際に用いられる。

3.7 狭窄病変の評価

1) 狭窄率の計測方法

狭窄病変の評価は、血管造影と同様に「狭窄率」を求めて定量診断する。

従来、超音波検査は血管造影と異なり血管腔と血管壁の性状が同時に観察できるので、狭窄率の計測方法は径狭窄率: ECST法 (Fig. 14) および面積狭窄率が用いられた。しかし、狭窄病変の好発部位である内頸動脈起始部は頸動脈球部に連続して膨隆し、末梢側に比べ血管径が太く ECST法は血管造影に比べ狭窄率が過大評価されるため NASCET法 (Fig. 14) を推奨する。NASCET法では、狭窄病変末梢側の血管径が安定した内頸動脈の非病変部 (Fig. 14, ⑥) を基準となる血管径として計算する。

この様に、算定方法で狭窄率の値が異なる為、報告書には必ず狭窄率の算定方法を記載する。

また、狭窄率を求める際の血管内径の計測には、可能な範囲でBモード断層像を用いる。ただし、Bモード断層像が得がたく、カラードプラ法による血流表示をガイドにして計測した場合は、参考値であることを明記する。

2) 不整形な狭窄断面での狭窄率の計測方法

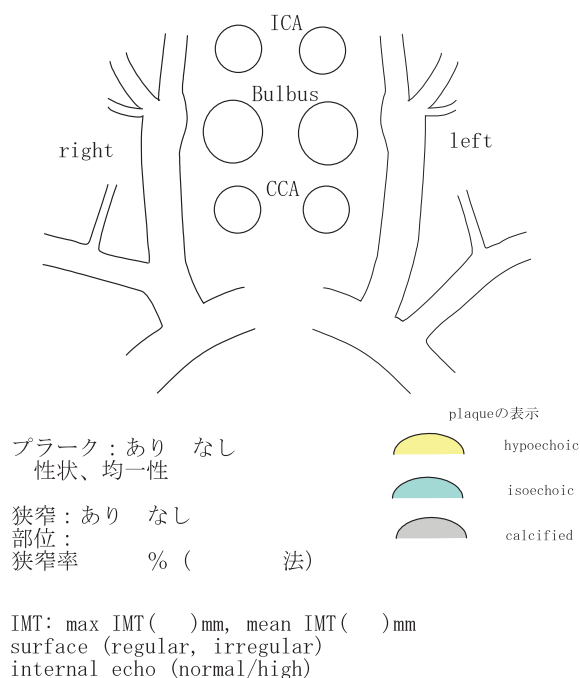
末梢血管の狭窄断面は楕円形や半月状などの不整形を呈することも多く、長軸断面での狭窄率は適切な評価ができないことがある。そこで、狭窄部の超音波断層像は、可能な限り血管短軸断面を用いて計測し、同時に面積狭窄率も求める (Fig. 15)。

3) ドプラ法による狭窄率の推定

石灰化などにより狭窄部の超音波断層像が得がたい場合は、パルスおよび連続波ドプラ法で総頸動脈や狭窄部および狭窄後の内頸動脈の血流を記録し、収縮期最高流速 (PSV) や拡張末期流速 (EDV)などを参考に、狭窄率を推定することができる。

狭窄部の PSV が 1.5 m/sec を超える場合は NASCET 狭窄率 50 % 以上、さらに PSV が 2.0 m/sec 以上は NASCET 狭窄率で 70 % 以上の狭窄が疑われる。

また、重症の狭窄病変では、狭窄部位の末梢側の血流は収縮期加速時間 (AcT) の延長や乱流が認められる。



図・参考 頸動脈エコー所見の報告書例

参考：頸動脈エコー検査の評価結果の報告

超音波による頸動脈の評価結果を報告する際には、正確に分かりやすく指示医・主治医に伝えるため、病変の有無や性状を図示 (図・参考) して提示することを推奨する。

付記

今回の標準的評価法作成に当たり、2008年現在での報告や施行状況から指標や実施法を作成したが、今後の研究や報告により改訂が必要となる内容もあることを付記する。

文 献

- 1) Aburahama AF, Wulu Jt kr, Crotty B. Carotid plaque ultrasonic heterogeneity and severity of stenosis. Stroke 2002;33:1722-5.
- 2) Biller J, Feinberg WM, Castaldo JE, et al. Guidelines for Carotid Endarterectomy. Stroke 1998;29:554-62.
- 3) Carpenter JP, Lexa FJ, Davis JT. Determination of duplex Doppler ultrasound criteria appropriate to the North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial. Stroke 1996;27:695-9.
- 4) Donnan GA, Davis SM, Chambers BR, et al. Surgery for prevention of stroke. Lancet 1998;351:1372-3.
- 5) European Carotid Surgery Trialists' Collaborative Group. MRC European Carotid Surgery Trial: interim results for symptomatic patients with severe (70-99%) or with mild (0-29%) carotid stenosis. Lancet 1991;337:1235-43.
- 6) European Carotid Surgery Trialists' Collaborative Group. Endarterectomy for moderate symptomatic carotid stenosis: interim results from the MRC European Carotid Surgery Trial. Lancet 1996;347:1591-3.
- 7) Executive Committee for the Asymptomatic Carotid Atherosclerosis Study. Endarterectomy for asymptomatic carotid artery stenosis. JAMA 1995;274:1241-428.
- 8) Gonholdt ML, Nordestgaard BG, Schroeder TV, et al. Ultrasonic echolucent carotid plaques predict future strokes. Circulation 2001;104:68-73.
- 9) Handa N, Matsumoto M, Maeda H, et al. Ultrasonic Evaluation of Early Carotid Atherosclerosis. Stroke 1990;21:1567-72.
- 10) Handa N, Matsumoto M, Maeda H, et al. Ischemic stroke events and carotid atherosclerosis. (the OSAKA study). Stroke 1995;26:1781-6.
- 11) Kieltyta L, Urbina EM, Tang r, et al. Framingham risk score is related to carotid artery intima-media thickness in both white and black young adults: the Bogalusa Heart Study. Atherosclerosis 2003;170:125-30.
- 12) Koga M, Kimura K, Minematsu K, et al. Diagnosis of internal carotid artery stenosis greater than 70% with power Doppler sonography. Am J Neuroradiol 2001;22:413-7.
- 13) Mathiesen EB, Bona KH, Joakimsen O. Echolucent plaques are associated with high risk of ischemic cerebrovascular events in carotid stenosis. The Tromso

- Study. *Circulation* 2001;103:2171-5.
- 14) Moore WS, Boren C, Malone JM, et al. Natural history of nonstenotic, asymptomatic ulcerative lesions of the carotid artery. *Arch Surg* 1978;113:1352-9.
 - 15) Nagai Y, Kitagawa K, Yamagami H, et al. Carotid artery intima-media thickness and plaque score for the risk assessment of stroke subtypes. *Ultrasound Med Biol* 2002;28:1239-43.
 - 16) North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial Collaborators. Beneficial effect of carotid endarterectomy in symptomatic patients with highgrade carotid stenosis. *N Engl J Med* 1991;325:445-53.
 - 17) O'Leary DH, Polak JF, Kronmal RA, et al. Carotid-artery intima and media thickness as a risk factor for myocardial infarction and stroke in older adults. *N Engl J Med* 1999;340:14-22.
 - 18) Polak JF, Shemanski L, O'Leary DH, et al. Hypoechoic plaque at US of the carotid artery: an independent risk factor for incident stroke in adults aged 65 years or older. *Radiology* 1998;208:649-54.
 - 19) Sakaguchi M, Kitagawa K, Nagai Y, et al. Equivalence of plaque score and intima-media thickness of carotid ultrasonography for predicting severe coronary artery lesion. *Ultrasound Med Biol* 2003;29:367-71.
 - 20) Salonen JT, Salonen R. Ultrasonographically assessed carotid morphology and the risk of coronary heart disease. *Atheroscler thrombo* 1991;11:1245-9.
 - 21) Sterpetti AV, Schultz RD, Feldhaus RJ, et al. Ultrasonographic features of carotid plaque and the risk of subsequent neurologic deficits. *Surgery* 1988;104:652-60.
 - 22) Stary HC, Chandler AB, Dinsmore RE, et al. A Definition of Advanced Types of Atherosclerotic Lesions and a Histological Classification of Atherosclerosis. *Circulation* 1995;92:1355-74.
 - 23) Yamasaki Y, Kodama M, Nishizawa H, et al. Carotid intima-media thickness in Japanese type 2 diabetic subjects: predictors of progression and relationship with incident coronary heart disease. *Diabetes Care* 2000;23:1310-5.
 - 24) 日本脳神経超音波学会頸動脈エコー検査ガイドライン作成委員会. 動脈硬化性疾患のスクリーニング法に関する研究班. 頸動脈エコーによる動脈硬化病変評価のガイドライン (案). *神経超音波医学* 2002;15(1):20-33.
 - 25) 尾崎俊也. 頸動脈病変の診断. In. 臨床のための頸動脈エコー測定法. 山崎義光, 松尾汎, 矢坂正弘, ほか. 東京. 日本医事新報社 ; 2005. p. 32-9.
 - 26) Yasaka M, Omae T, Tuchiya T, et al. Ultrasonic evaluation of the site of carotid axis occlusion in patients with acute cardioembolic stroke. *Stroke* 1992;23:420-2.

Standard method for ultrasound evaluation of carotid artery lesions

Terminology and Diagnostic Criteria Committee, Japan Society of Ultrasonics in Medicine

Chairman: Masafumi Kitaoka

Subcommittee for Preparing Guidelines for Ultrasound Diagnosis of Carotid Artery

Chairman Hiroshi Matsuo¹

Vice Chairman Nobuyuki Taniguchi²

Members Toshiya Ozaki³ Satoshi Kaneda⁴ Eiichi Ennda⁵ Kazuyuki Nagatsuka⁶
Rekko Harada⁷ Toshiko Hirai⁸ Etsuko Fushimi⁹ Masahiro Yasaka¹⁰

1. Objectives

This report is aimed at providing standard methods for ultrasound evaluation of carotid artery lesions which will help the diagnosis and treatment of life-style-related diseases (diabetes mellitus, dyslipidemia, hypertension, smoking, obesity, etc.) and atherosclerotic arterial diseases (cerebrovascular disease, ischemic heart disease, arteriosclerosis obliterans, etc.).

2. Indications

Carotid artery ultrasonography is indicated in the following cases: 1) patients having diseases that are more likely to be associated with stenosis or obstructive lesions of the carotid artery (cerebrovascular disease, disturbed perfusion through the vertebral and basilar arteries, Takayasu disease, etc.) or patients having clinical signs suggestive of such diseases (hemiplegia, arterial bruit, pulse weakness, etc.) or 2) patients requiring risk evaluation of invasive treatment for atherosclerotic lesions of other organs (coronary artery disease, arteriosclerosis obliterans, aortic aneurysm, etc.).

In addition, this examination may be indicated also in 3) patients who have risk factors for atherosclerosis (diabetes mellitus, dyslipidemia, hypertension, smok-

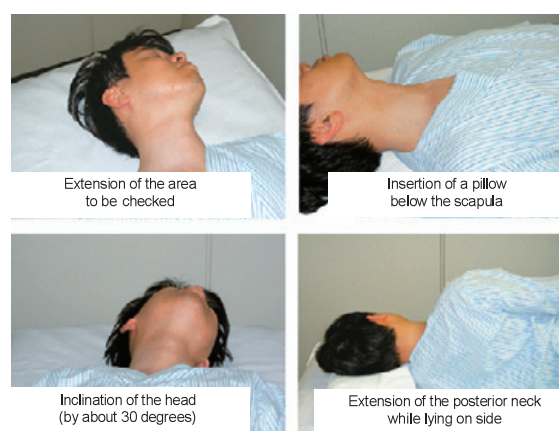


Fig. 1 Position of patient (left: ordinary posture for test of the right carotid artery, right: a posture using a pillow)

ing, obesity, etc.) and in whom the possibility of progression in atherosclerosis cannot be ruled out.

3. Examination procedure

3.1 Posture of the patient

Usually, the patient is examined in a supine (or sitting) position. The posture needs to be modified to allow an extensive area of the patient's body to be observed (**Fig. 1**). Observation is expected to be easier if the area to be observed is extended and the head is inclined by about 30 degrees (**Fig. 1, left**). Depending on the patient's physique, insertion of a pillow, towel

¹Matsuo Cardiovascular Clinic, ²Department of Clinical Laboratory Medicine, Jichi Medical School, ³Clinical Laboratory, Kojunkai OBP Clinic, ⁴Department of Radiology, Tokyo Saiseikai Central Hospital, ⁵Clinical Central Laboratory, Mitsui Memorial Hospital, ⁶Cerebrovascular Division, Department of Medicine, National Cardiovascular Center, ⁷Aloka Research Institute, ⁸Central Endoscopy and Ultrasonography Division, Nara Medical University, ⁹The Second Department of Internal Medicine, Hiraka General Hospital, ¹⁰Department of Cerebrovascular Medicine, National Hospital Organization Kyushu Medical Center

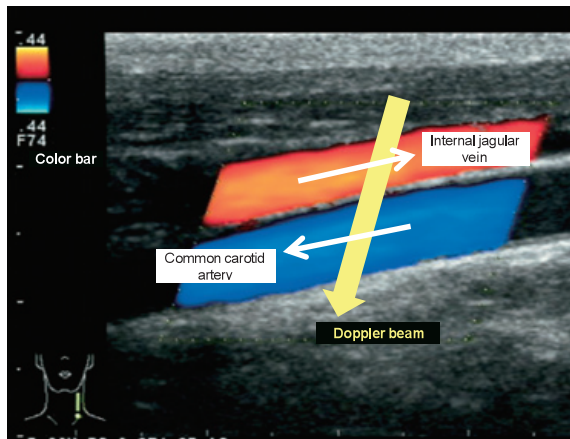


Fig. 2 Representation by color Doppler method

or the like below the scapula will allow easier observation of the origin of the common carotid artery (**Fig. 1, upper right**). The distal part of the internal carotid artery may be observed effectively if observation is made from behind the neck of the patient with lateral decubitus position (**Fig. 1, lower right**).

3.2 Selection of a probe

Usually, a high-frequency linear array probe is used for carotid artery ultrasonography because of the morphological features and location (depth) of the carotid artery.

The center frequency of the probe needs to be 7 MHz or higher if the accuracy of measurement for the intima-media complex (IMC) is taken into account.

For observation of blood vessels located deeply (e.g., the distal segment of the internal carotid artery), a convex probe or a sector probe with the center frequency of about 5 MHz is sometimes useful.

3.3 Method of imaging

1) Two-dimensional ultrasonography

When taking short-axis view of blood vessels (transverse image), the patient is observed from the caudal side (the foot side), and the patient's right side is presented on the left side of the image obtained as one faces it. When taking long-axis view of blood vessels (longitudinal image), the direction is presented on the image obtained.

2) Color Doppler method

The color used for color Doppler method is red (warm color) for the blood flow approaching the probe and blue (cold color) for the blood flow

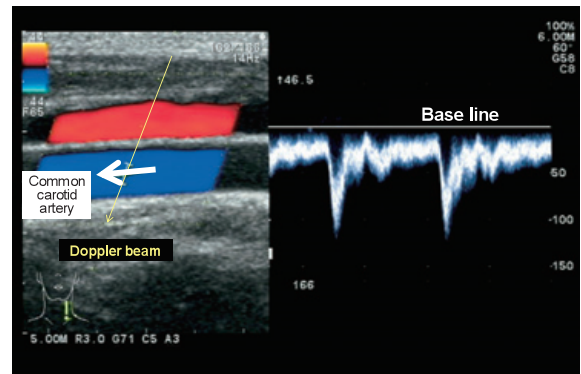


Fig. 3 Representation by pulse Doppler method

leaving the probe (**Fig. 2**). This decision does not apply if a color bar is shown in the image.

3) Pulse Doppler method

When presenting the direction of blood flow relative to the baseline of the Doppler flow, the blood flow approaching the probe is depicted above the baseline (the positive side) while the blood flow leaving the probe (**Fig. 3**) is depicted below the baseline (the negative side). This decision does not apply if the orientation of blood flow is specified on the image.

Simultaneous ECG is advisable if distinction of arteries from veins or evaluation of blood flow patterns is required.

3.4 Approach

1) Setting the cross-section to be observed

Two-dimensional observation of the carotid artery involves two directions (short-axis view and long-axis view). Short-axis view is particularly useful to check for vascular lesions. However, short-axis scanning needs to be made in at least two directions, i.e., anterior and lateral (posterior) directions, so that inadequate depiction in one direction may be made up for by depiction in another direction (**Fig. 4**).

2) Scope of observation

Carotid artery ultrasonography covers the observation-possible areas of the common carotid artery (CCA), bulbous (Bul or bifurcation; Bif), internal carotid artery (ICA) and vertebral artery (VA) on both the right and left side. As needed, the external carotid artery (ECA), sub-

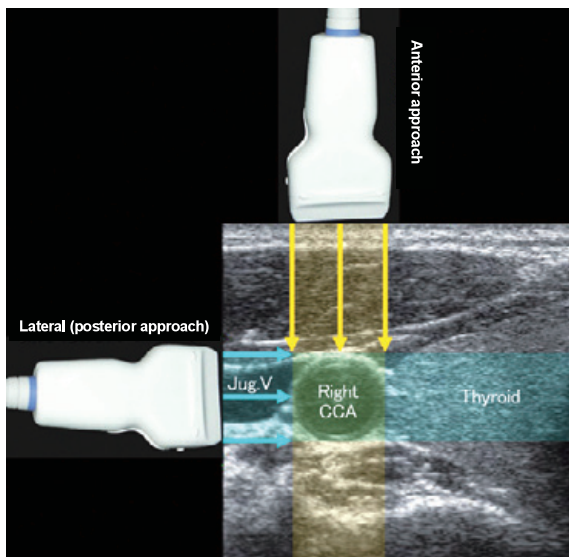


Fig. 4 Short-axis view: anterior and lateral approach

clavian artery (SCA), and their branch arteries may also be covered. Observation of the CCA, bulbous and ICA is indispensable when evaluation of IMC thickness (IMT: intima-media thickness) and plaques is needed.

3.5 Parameters

1) IMT

When checking for atherosclerotic lesions, maximum intima-media thickness of the common carotid artery, bulbous and internal carotid artery on the right and left side (max IMT) is an indispensable parameter, and mean intima-media thickness (mean IMT) of the common carotid artery may be measured as an optional parameter.

2) Percent stenosis

Percent stenosis of area of the common carotid artery is measured as an indispensable parameter, and percent stenosis of diameter is additionally measured as needed.

When checking for lesions of the internal carotid artery, percent stenosis according to the criteria of the North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial (NASCET) is measured as a primary parameter, accompanied as needed by measurement of percent diameter narrowing and percent stenosis of diameter according to the criteria of the European Carotid Surgery Trial

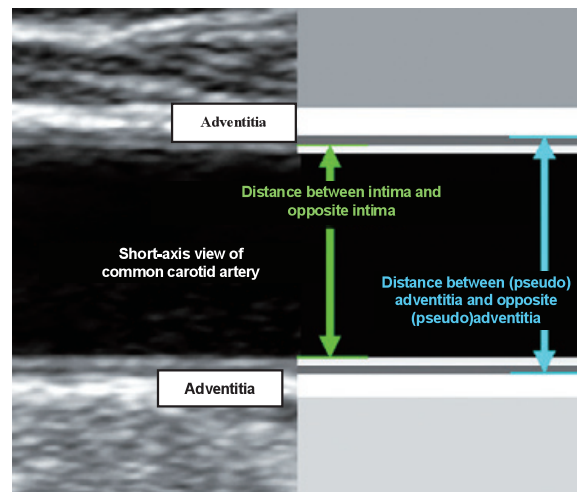


Fig. 5 Sampling points for vascular diameter measurement

(ECST). In addition, blood flow (maximum velocity, etc.) through the stenotic lesion is also measured.

3) Arterial diameter

Vascular diameters used for evaluation of stenosis and aneurysmal dilatation are measured at the affected point of the blood vessels concerned. In screening tests, arterial diameter is measured on two-dimensional ultrasound images taken during the contracting phase (diastolic phase). The diameter measured is basically the distance between the intimal layer and the opposite intimal layer or between the (pseudo) adventitial layer and the opposite (pseudo) adventitial layer (**Fig. 5**).

In M-mode ultrasonography or ECG-gated ultrasonography, vascular diameter is measured during the late phase of vascular contraction (end diastolic phase: QRS phase on ECG) (**Fig. 6**).

It is necessary for both the point and the value of measurement to be described in the report. For example, diameter of common carotid artery (minimal distance between the internal layers) = 6.0 mm.

4) Measurement of IMT

(1) Measurement of max IMT:

IMC is composed of two layers, i.e., the hyperechoic layer closer to the vascular lumen and the hypoechoic layer. It is known that

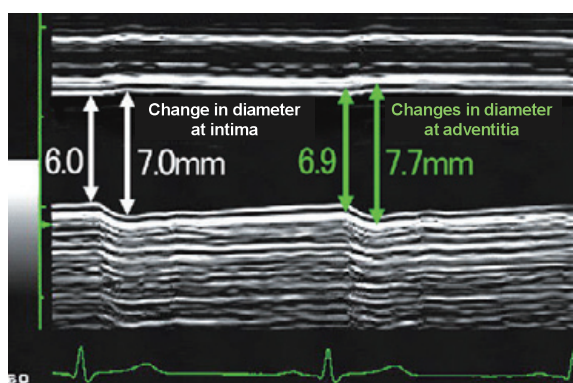


Fig. 6 Phase of vascular diameter measurement (associated with QRS on ECG)

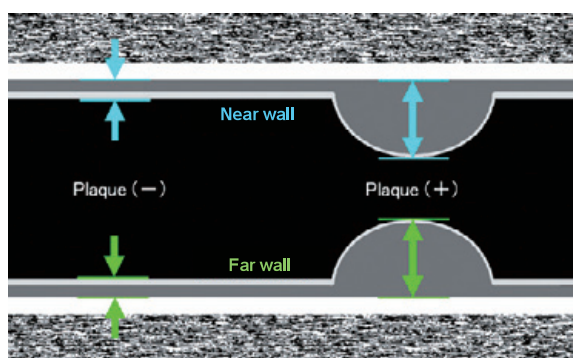


Fig. 7 Sampling points for IMT measurement

an increase in its thickness, IMT, correlates with atherosclerotic diseases such as cerebral infarction and myocardial infarction and lifestyle-related diseases, which are risks for atherosclerotic diseases (**Fig. 7**).

On both the right and left sides, max IMT is measured in the observation-possible areas of the common carotid artery (CCA), bulb (Bul or Bif) and internal carotid artery (ICA), excepting the external carotid artery.

In cases where the artery has obstruction or calcification, “not evaluable” should be described in the report.

Because of the characteristics of ultrasound, depiction of IMC along the anterior wall is sometimes difficult. If such difficulty forces observation to be confined to the posterior wall, the report should specify that max IMT has been obtained only for the posterior wall (far wall).

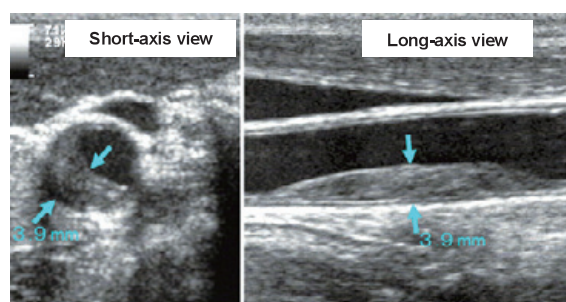


Fig. 8 Evaluation of lesions on short-axis and long-axis view

The minimum unit of IMT measurement should be 0.1 mm. It is desirable to magnify the image for this measurement so that the error in measurement may be minimized.

Either the short-axis view or the long-axis view of the blood vessel may be used for measurement of IMT. However, it is desirable to adopt IMT based on measurement in both directions and comparison between the both views (**Fig. 8**).

(2) Mean IMT:

Measurement of mean IMT is performed on the right and left common carotid artery, excluding the bulb (Bul or Bif).

Mean IMT is an average of readings at two or more points of measurement. Reported methods for measurement of mean IMT include automatic measurement using IMT software, calculation of a mean of 3 points (including max IMT) after measurement of IMT at the point of max IMT and two surrounding points on both side (each 1 cm distant from the point of max IMT), and so on.

5) Measurement of plaques

(1) Definition of plaques

Localized elevated lesions with maximum thickness of more than 1 mm, having a point of inflection on the surface of IMC, are defined as “plaques”. In cases of vascular remodeling, the term “plaques” may be used, irrespective of the presence/absence

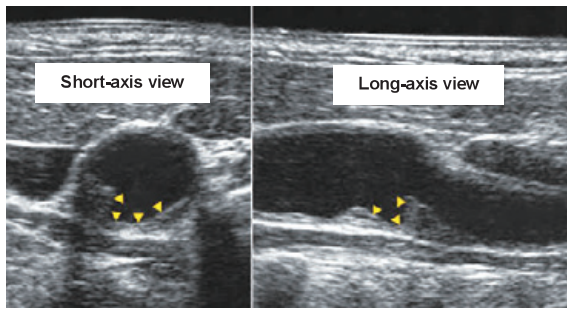


Fig. 9 Plaques accompanied by ulcer

of elevation of the lesion into the vascular lumen. Plaques are included when measuring max IMT (**Fig. 7**).

(2) Imaging of plaques

Usually, images of the plaque are taken in two directions (short axis and long axis views) of the blood vessel where the maximum thickness may be depicted. However, when imaging is designed to characterize the surface or inside, appropriate cross-sections to be imaged may be selected without a limit.

(3) Parameters and properties of plaques

On each plaque, the following parameters and properties are measured or evaluated: a) size including the maximally thick area and the elevated area, b) surface morphology, c) internal properties, d) mobility, and so on. These parameters and properties are important for evaluation, treatment and follow-up of atherosclerotic lesions.

a) Measurement of plaques

Like measurement of IMT, plaque thickness is measured at the maximally thick point at the border with the vascular lumen and the adventitial layer (**Fig. 7**).

Usually, plaque size is expressed as plaque thickness. It is sometimes expressed as plaque area, percent occupied area, etc., along the major axis of the blood vessels or on short-axis view.

b) Plaque surface morphology

Plaque surface morphology is expressed using terms such as smooth, irregular,

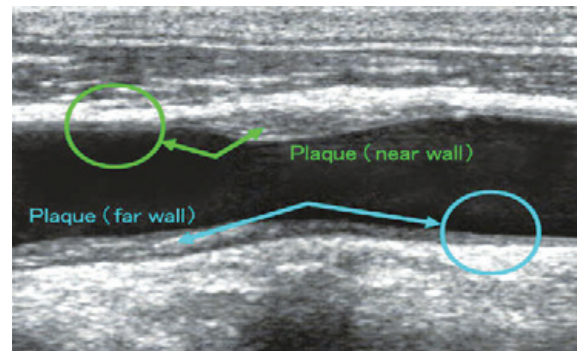


Fig. 10 Structure serving as a control for evaluation of plaque echogenicity

and ulcerated (accompanied by marked depression, as shown in **Fig. 9**).

c) Echogenicity classification and texture of plaques

Plaques are divided into three major types by the echogenicity inside the plaques. They are further subdivided into six types according to the texture of internal echo.

Evaluation of echogenicity of plaques requires a structure for comparison. “The IMC around the plaque” is adopted as this structure (control), and its echogenicity is compared with that within the plaque. Because echogenicity can vary depending on the depth of observation or conditions of recording, the IMC on the same side as the plaque (i.e., the IMC facing the anterior wall or the posterior wall) is selected as the control (**Fig. 10**).

Echogenicity is rated on a three-category scale: (a) calcified (hyperechoic; calcified lesions accompanied by acoustic shadow), (b) low echo (hypoechoic or echolucent) (areas with low echogenicity as compared to the control structure), and (c) is echoic (echogenicity comparable to that of the control structure).

Plaques with partially low echogenicity are preferentially rated as low echo (hy-

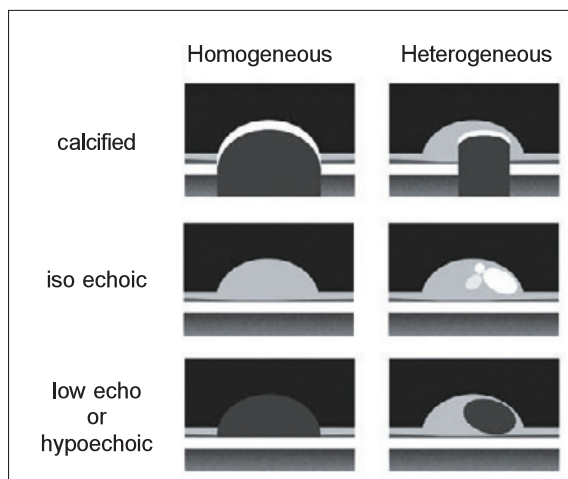


Fig. 11 Plaques classified by echogenicity and texture

poechoic) even when they include some hyperechoic or iso echoic areas.

Each type is subdivided into homogeneous type (uniform echogenicity inside the plaque) and heterogeneous type (non-uniform echogenicity). In total, there are six types (homogenous hyperechoic type, heterogeneous hyperechoic type, homogenous iso-echoic type, heterogeneous iso-echoic type, homogenous hypoechoic type and heterogeneous hypoechoic type), as shown in **Fig. 11**.

If adequate depiction is not possible even with imaging in multiple directions and it is difficult to evaluate echogenicity inside the plaque, the entry should be “difficult to distinguish” instead of attempting distinction based on inadequate findings.

d) Mobility

Mobile plaques are sometimes found. Pedunculated substances, fibrous capsules covering hypoechoic substances and entire or partial plaques may be mobile. These represent thrombi or vulnerable plaques to which attention should be drawn as plaques prone to cause embolism.

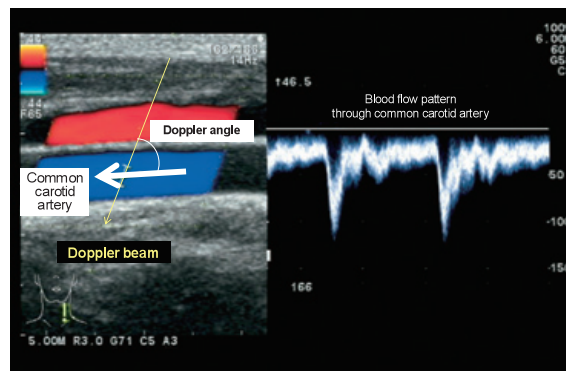


Fig. 12 Correction of angle for pulse Doppler blood flow patterns

(4) Plaque score

Plaque scoring is useful as a means of semi-quantitative analysis of the degree of atherosclerosis. The simplest way of scoring plaques, reported to date, is to total the plaque thickness for three segments (internal carotid artery, bulbous and common carotid artery) on each of right and left sides.

3.6 Pulse Doppler test of blood flow

1) Sampling point

In cases of stenosis, sampling points are set at the stenotic points.

In cases free of stenosis, sampling points may be set freely at points which will allow good depiction. However, the points showing a change in diameter, points near bifurcation and tortuous points are not suitable as sampling points because of unstable flow rate and possible blood flow turbulence.

Each sampling point usually should have a size equivalent to 1 / 2 or more of the vascular diameter and within the size of the vascular lumen. It is set at the center of the blood vessel. In cases of stenosis, the extent of stenosis is taken into account when setting the size of the sampling point.

The Doppler incident angle should be within 60 degrees (with error of measurement taken into account). It is advisable to set this angle as small as possible (**Fig. 12**).

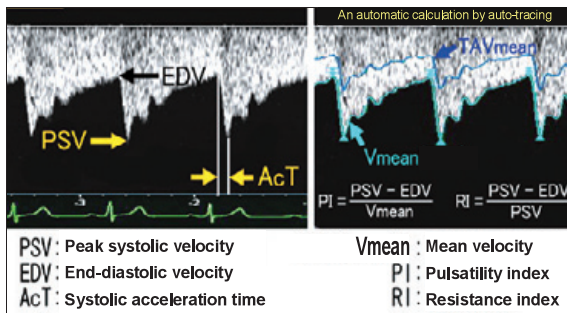


Fig. 13 Parameters for Doppler evaluation of blood flow patterns

2) Measurement of blood flow patterns

In cases free of stenosis, blood flow through the carotid artery is measured at points of bilateral CCA and ICA where good depiction and incident angle are expected.

In cases of stenosis, this measurement should be done at and around the stenosis.

Parameters measured are peak systolic velocity (PSV) and end-diastolic velocity (EDV) (**Fig. 13**).

As needed, measurement is also made of acceleration time (AcT), peak systolic velocity/ end-diastole velocity (SD ratio), resistance index (RI), pulsatility index (PI, based on mean blood flow velocity Vmean). (**Fig. 13**).

The laterality of end-diastolic velocity (EDV) (ratio of higher velocity/lower velocity; ED ratio) is also useful, and individuals with this ratio of CCA over 1.4 are likely to have distal obstruction or intense stenosis on the lower EDV side (ICA obstruction suggested in cases where this ratio is over 4).

[Footnote] Mean blood flow velocity can be calculated in two ways. One is TAV mean, the average of time-averaged velocity, which is used for calculation of blood flow and can be calculated by tracing TAV by automatic tracing function of the device. The other is Vmean, a synonym of time-averaged maximum velocity, which is the time average of maximum velocity calculated by tracing the maximum velocity per second and is used for calculation of pulsatility index (PI).

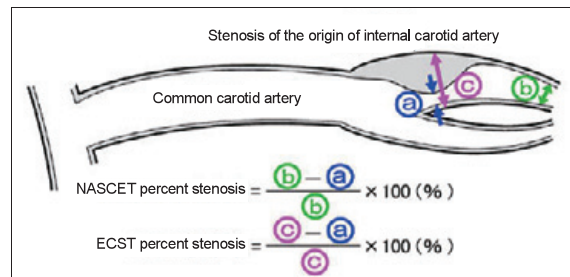


Fig. 14 Methods for calculating percent stenosis

3.7 Evaluation of stenosed lesions

1) Method for calculation of percent stenosis

Like angiographic evaluation of stenosis, ultrasound evaluation of stenosis involves quantitative evaluation on the basis of calculation of percent stenosis.

Because ultrasonography allows simultaneous observation of vascular lumen and wall, unlike angiography, the past method of measuring percent stenosis was based on the diameter stenosis rate (ECST method, **Fig. 14**) and the area stenosis rate. However, NASCET method (**Fig. 14**) is recommended for evaluation of stenosis of the origin of the internal carotid artery, which is more likely to develop stenosis, because this area is elevated adjacently to the bulbous, it has larger vascular diameter than the distal side, and thus ECST method overestimates percent stenosis compared to angiography. With NASCET method, the criterion vascular diameter is the diameter of the intact area of the internal carotid artery distal to the stenosed area where the diameter is stable (**Fig. 14, b**).

Because different methods are available for calculation of percent stenosis, the method adopted needs to be specified in each report.

For measurement of the vascular internal diameter to calculate percent stenosis, B-mode ultrasound image is used, as far as possible. In cases where B-mode image is difficult to obtain and the blood flow depicted by the color Doppler method is used as a guide for calculation of percent stenosis, the data should be labeled as "reference data."

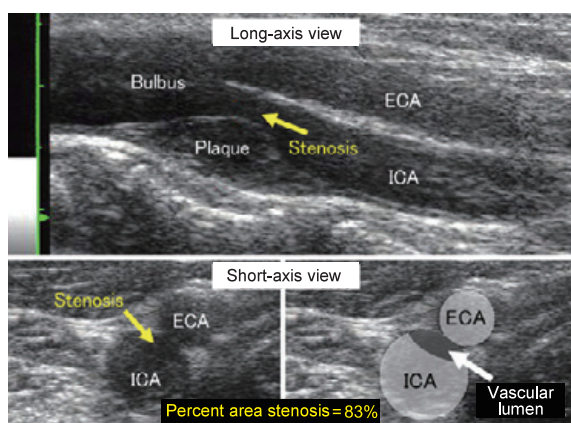
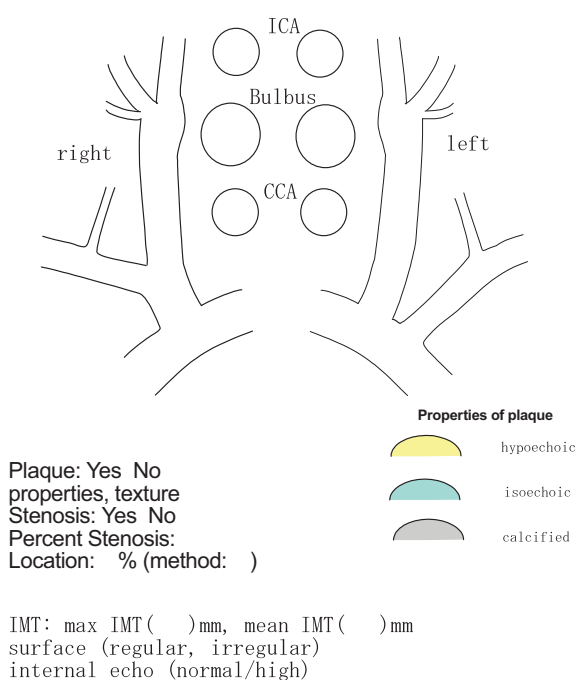


Fig. 15 Methods for calculating percent area stenosis

2) Method for calculation of percent stenosis on irregularly stenotic area

The stenotic lumen of peripheral blood vessels often assumes irregular forms (e.g., oval or half moon forms), making it difficult to make appropriate evaluation of percent stenosis on long axis view. For this reason, when evaluating stenotic area on two-dimensional ultrasound images, measurement is based on short-axis view, whenever possible, and area stenosis rate is also calculated simultaneously (**Fig. 15**).

3) Estimation of percent stenosis by Doppler



Figure/Reference: An example of report format for ultrasound findings of carotid artery

method

In cases where two-dimensional ultrasound images of the stenotic area are difficult to take because of calcification or other reasons, percent stenosis may be estimated on the basis of peak systolic velocity (PSV), end-diastolic velocity (EDV), etc., by taking records of blood flow through the common carotid artery, stenotic area and post-stenotic part of internal carotid artery with pulse Doppler or continuous wave Doppler method.

If PSV of the stenotic area exceeds 1.5 m/sec, NASCET percent stenosis is estimated to be 50% or higher. If PSV is over 2.0 m/sec, NASCET percent stenosis is estimated to be 70% or higher.

In cases of severe stenosis, the blood flow distal to the stenotic area may show acceleration time (AcT) prolongation or turbulent flow.

Remarks

This standard evaluation method is based on the reports and clinical practice as of 2008. The standard may require modification based on forthcoming research findings and reports in the future.

Reference: Reporting the results of ultrasound evaluation of carotid artery

When reporting the results of ultrasound evaluation of the carotid artery, it is advisable to attach graphic representation (figure or reference) of presence/absence and properties of lesions to ensure correct and easily understandable reporting to the physician who order imaging or to the attending physician.

Reference

- 1) Aburahama AF, Wulu Jt kr, Crotty B. Carotid plaque ultrasonic heterogeneity and severity of stenosis. *Stroke* 2002;33:1722-5.
- 2) Biller J, Feinberg WM, Castaldo JE, et al. Guidelines for Carotid Endarterectomy. *Stroke* 1998;29: 554-62.
- 3) Carpenter JP, Lexa FJ, Davis JT. Determination of duplex Doppler ultrasound criteria appropriate to the North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial. *Stroke* 1996;27:695-9.
- 4) Donnan GA, Davis SM, Chambers BR, et al. Surgery for prevention of stroke. *Lancet* 1998;351:1372-3.

- 5) European Carotid Surgery Trialists' Collaborative Group. MRC European Carotid Surgery Trial: interim results for symptomatic patients with severe (70–99%) or with mild (0–29%) carotid stenosis. *Lancet* 1991;337:1235–43.
- 6) European Carotid Surgery Trialists' Collaborative Group. Endarterectomy for moderate symptomatic carotid stenosis: interim results from the MRC European Carotid Surgery Trial. *Lancet* 1996;347:1591–3.
- 7) Executive Committee for the Asymptomatic Carotid Atherosclerosis Study. Endarterectomy for asymptomatic carotid artery stenosis. *JAMA* 1995;274:428.
- 8) Gonholdt ML, Nordestgaard BG, Schroeder TV, et al. Ultrasonic echolucent carotid plaques predict future strokes. *Circulation* 2001;104:68–73.
- 9) Handa N, Matsumoto M, Maeda H, et al. Ultrasonic Evaluation of Early Carotid Atherosclerosis. *Stroke* 1990;21:1567–72.
- 10) Handa N, Matsumoto M, Maeda H, et al. Ischemic stroke events and carotid atherosclerosis. (the OSAKA study). *Stroke* 1995;26:1781–6.
- 11) Kieltyta L, Urbina EM, Tang r, et al. Framingham risk score is related to carotid artery intima-media thickness in both white and black young adults: the Bogalusa Heart Study. *Atherosclerosis* 2003;170:125–30.
- 12) Koga M, Kimura K, Minematsu K, et al. Diagnosis of internal carotid artery stenosis greater than 70% with power Doppler sonography. *Am J Neuroradiol* 2001;22:413–7.
- 13) Mathiesen EB, Bonna KH, Joakimsen O. Echolucent plaques are associated with high risk of ischemic cerebrovascular events in carotid stenosis. The Tromso Study. *Circulation* 2001;103:2171–5.
- 14) Moore WS, Boren C, Malone JM, et al. Natural history of nonstenotic, asymptomatic ulcerative lesions of the carotid artery. *Arch Surg* 1978;113:1352–9.
- 15) Nagai Y, Kitagawa K, Yamagami H, et al. Carotid artery intima-media thickness and plaque score for the risk assessment of stroke subtypes. *Ultrasound Med Biol* 2002;28:1239–43.
- 16) North American Symptomatic Carotid Endarterectomy Trial Collaborators. Beneficial effect of carotid endarterectomy in symptomatic patients with high-grade carotid stenosis. *N Engl J Med* 1991;325:445–53.
- 17) O'Leary DH, Polak JF, Kronmal RA, et al. Carotid-artery intima and media thickness as a risk factor for myocardial infarction and stroke in older adults. *N Engl J Med* 1999;340:14–22.
- 18) Polak JF, Shemanski L, O'Leary DH, et al. Hypoechoic plaque at US of the carotid artery: an independent risk factor for incident stroke in adults aged 65 years or older. *Radiology* 1998;208:649–54.
- 19) Sakaguchi M, Kitagawa K, Nagai Y, et al. Equivalence of plaque score and intima-media thickness of carotid ultrasonography for predicting severe coronary artery lesion. *Ultrasound Med Biol* 2003;29:367–71.
- 20) Salonen JT, Salonen R. Ultrasonographically assessed carotid morphology and the risk of coronary heart disease. *Atheroscler thrombo* 1991;11:1245–9.
- 21) Sterpetti AV, Schultz RD, Feldhaus RJ, et al. Ultrasonographic features of carotid plaque and the risk of subsequent neurologic deficits. *Surgery* 1988;104:652–60.
- 22) Stary HC, Chandler AB, Dinsmore RE, et al. A Definition of Advanced Types of Atherosclerotic Lesions and a Histological Classification of Atherosclerosis. *Circulation* 1995;92:1355–74.
- 23) Yamasaki Y, Kodama M, Nishizawa H, et al. Carotid intima-media thickness in Japanese type 2 diabetic subjects: predictors of progression and relationship with incident coronary heart disease. *Diabetes Care* 2000;23:1310–5.
- 24) Committee for Preparing Guidelines for Ultrasonography of the Carotid Artery, Japan Academy of Neurosolog. Study Group on Methods of Screening Atherosclerotic Disease. Draft Guidelines for Ultrasonography Evaluation of Atherosclerotic Lesions of Carotid Artery. *Neurosology* 2002;15(1):20–33.
- 25) Ozaki S. Diagnosis of carotid artery lesions. In: Yamazaki Y, Mastuo H, Yasaka M, et al. (eds) *Methods of carotid artery ultrasonography for clinicians*. Tokyo, Nihon Iji Shinpo Sha, 2005. p. 32–9.
- 26) Yasaka M, Omae T, Tuchiya T, et al. Ultrasonic evaluation of the site of carotid axis occlusion in patients with acute cardioembolic stroke. *Stroke* 1992;23:420–2.