

非造影下肢 MR アンジオグラフィーにおける 血管描出能評価のための数値指標とその計測法の検討

青羽南臣¹, 藤本綾子^{1,2}, 町田好男¹

¹東北大学大学院医学系研究科 画像情報学分野

²国家公務員共済組合連合会 舞鶴共済病院 放射線科

Investigation of Numerical Indices and the Measurement Method for Evaluation of Blood Vessel Visualization in Non-contrast Enhanced Peripheral MR Angiography

Minami Aoba¹, Ayako Fujimoto^{1,2} and Yoshio Machida¹

¹Department of Medical Imaging and Applied Radiology, Tohoku University Graduate School of Medicine

²Department of Radiology, Maizuru Kyosai Hospital

Key words : magnetic resonance imaging (MRI), Non-contrast enhanced MR angiography (MRA), vessel depictability, signal intensity, full width at half maximum (FWHM)

[Purpose] In routine examinations using non-contrast enhanced MR angiography, peripheral vessel depiction is inadequate. For further image quality improvement, numerical evaluation is necessary. We have been studied signal intensity change (cSI) as an index of vessel brightness or contrast and full width at half maximum change (cFWHM) as an index of vessel sharpness along the vessels in maximum intensity projection (MIP) images used for clinical examinations. However, vessel overlapping on the MIP images or insufficient background suppression obstructed the stable measurement. In this study, cSI and cFWHM were measured and compared using MIP and original 3D images, and the characteristics of the measurement results were discussed.

[Methods] Coronal 3D images of five normal volunteers were obtained, and MIP images rotated in the horizontal direction were generated. Appropriate projection direction was chosen to avoid vessel overlapping. cSI and cFWHM were calculated by quadratic and Gaussian fitting to vessels in MIP and axial reformat images.

[Results and Discussion] A simple quadratic fitting was appropriate for stable measurement with thin blood vessels for both images. cSI was an effective index for numerically expressing blood vessel contrast. Although cFWHM was not suitable for expressing the sharpness itself, it was suggested that the increase in blood vessel diameter contributed to the improvement of blood vessel visualization. As a simple evaluation method, MIP-based measurement can be useful.

1. 緒 言

下肢の末梢動脈疾患 (peripheral arterial dis-

ease : PAD) の検査は、問診や触診、機能検査や画像検査が行われる。画像検査は治療のためにも用いられ、超音波検査、血管造影検査 (digital

subtract angiography : DSA) や, CT アンジオグラフィ (computed tomography angiography : CTA), MR アンジオグラフィ (magnetic resonance angiography : MRA) が挙げられる。2015年に改訂された日本循環器学会の診断ガイドラインによれば, マルチディテクター CT による CTA および造影 MRA を行う, ただし腎機能が低下した患者では, 非造影 MRA (non-contrast enhanced MRA : non-CE MRA) を含めた他の検査法で代替するとある¹⁾。このように, 以前は血管造影が主体であった検査において, CTA や MRA が大きな役割を果たすようになった。しかし, MRA 用ガドリニウム造影剤による腎性全身性線維症 (nephrogenic systemic fibrosis : NSF) の発現や組織沈着なども報告されるなど, 造影剤の安全性の問題もある^{2,3)}。こうした背景から, 撮像法を工夫することで造影剤を使わずに撮影できる非造影 MRA が改めて注目されている。我々は特に, 下肢の非造影 MRA に注目し, 臨床でもよく使われる心電同期非造影三次元高速スピネコー差分法 (fresh blood imaging : FBI 法)^{4,5)} で撮像された画像の画質改善のための数値指標の計測法について検討をすることとした。これまでの報告で, 下肢の閉塞性動脈疾患の診断の際には最大値投影 (maximum intensity projection : MIP) 像と合わせて三次元 (three-dimensional : 3D) データが使われることもある。実際に, 血管病変の評価のために MIP 像と 3D データを併用することで病変の発見率が上昇することも報告されている⁶⁾。しかしながら MIP 像と 3D データの併用は時間がかかり, 臨床現場では MIP 像のみの観察で診断を行うことも多く, MIP 像にもとづいた非造影 MRA の画質改善や他モダリティとの比較も継続的に行われている⁷⁻¹⁰⁾。そのうちの一つ, 文献 7 では FBI 法の改良手法である flow spoiled FBI (FS-FBI) 法と CTA を比較検討した結果, FS-FBI 法は高い感度, 特異度, 陰性的中率を持つことを示している。一方で, 陽性的中率が比較的低く, 狭窄を過大評価する傾向があることを課題として挙げており, MIP 像の画質改善が必要であるとしている。このような背景のもと, われわれ

は FBI 法で撮像された画像の血管描出能改善のために視覚評価と関連した数値指標が必要と考え, 特に, 血管の描出不良例も多く臨床的にも描出能の改善が望まれる末梢の細い血管に注目した検討を進めてきた^{11,12)}。

本論文はこれらの取り組みにおける数値指標と計測手法の検討についてまとめたものである。今回の検討では, 血管に沿って計測された信号値や半値幅の対象血管全体にわたる変化をひとつの指標と位置づけ, 血管描出能との関連性について検討を行った¹²⁾。このとき, MIP 像を用いた計測では血管の交差や背景信号が問題となることがあるため, 3D データを用いた計測結果との比較も行った。これらの計測方法および計測結果の特徴について報告する。

2. 方法

2-1. 使用装置, 撮影条件

使用した MRI 装置は SIEMENS 社製 1.5T MAGNETOM Avant VD13, 使用コイルは PA matrix coil 16 channel である。撮像シーケンスは FBI 法と同種の撮像手法である NATIVE-SPACE¹⁾ を使用した。撮像条件は repetition time (TR) : 2 R-R interval, echo time (TE) : 68 ms, echo train length : 60, field of view (FOV) : 404×420, 366×380 mm, slice thickness : 1.5 mm, acquisition matrix : 231×320, reconstruction matrix : 308×320, k-space trajectory : radial, imaging plane : coronal である。FOV は被検者の体格によりいずれかを選択した。ピクセルサイズはそれぞれ, 1.3 mm, 1.2 mm である。MIP 像は, 臨床プロトコルに従い, 水平方向に回転する 20 画像を得た。

2-2. 計測対象血管

対象とした健常ボランティアは 5 名 (平均年齢 33.4±11.1 歳), 対象血管は前脛骨動脈 (anterior tibial artery : ATA), 腓骨動脈 (peroneal artery : PA), 後脛骨動脈 (posterior tibial artery : PTA)

¹⁾ NATIVE は, “Non-contrast mra of ArTerles and VEins” の, SPACE は, “Sampling Perfection with Application optimized Contrast using different flip angle Evolution” の省略形である。

である。各動脈の左右について計測した。したがって、計測対象血管は各 10 本、計 30 本である。

なお、ボランティアを対象とした膝下三分枝像は、舞鶴共済病院の倫理審査にもとづいて承諾を得たうえで撮像したものをを用いた。

2-3. MIP 像および 3D 元画像を用いた血管信号値と半値幅の変化の算出方法

DICOM 形式で保存された MIP 像およびその元画像を Mathematica11.0 (Wolfram Research 社) で読み込んだ。はじめに、MIP 像上の血管に沿って信号値と半値幅を計測した (Fig. 1a)。計測対象とする MIP 像は、できるだけ血管の交差が計測の妨げとならないような coronal 方向に近いものを選択した。また、3D 元画像から断面変換して作成した axial 像を用いて信号値と半値幅を計算した (Fig. 1b)。信号値と半値幅は血管に沿って計測し、これを順番にプロットしたものを、信号値変化 (signal intensity change : cSI) および半

値幅変化 (full width at half maximum change : cFWHM) としてグラフを作成した。また、計測した範囲を三等分し、それぞれの領域で平均値を求め領域平均値とした (Fig. 1c)。

2-4. 信号値と半値幅の計測方法

信号値と半値幅を計算するために血管を関数でモデル化した。関数のフィッティングのための関心領域 (region of interest : ROI) は、MIP 像では線 ROI, axial 像では円形 ROI とした。3~5 mm ピクセル程度の細めの血管のモデリングでは 2 次関数が良いという事前検討結果を得ていたため、今回の MIP 像の検討では、2 次関数そのものと中心部付近で 2 次関数に近い特性を持つガウス関数を用いた。3D 元データのモデリングでも 2 次関数とガウス関数を用いた。2 次関数はピーク信号付近の信号値を重視したモデリング、ガウス関数は血管周囲の背景信号の影響も反映するモデリングとなるが、実際の末梢血管データを対象とし

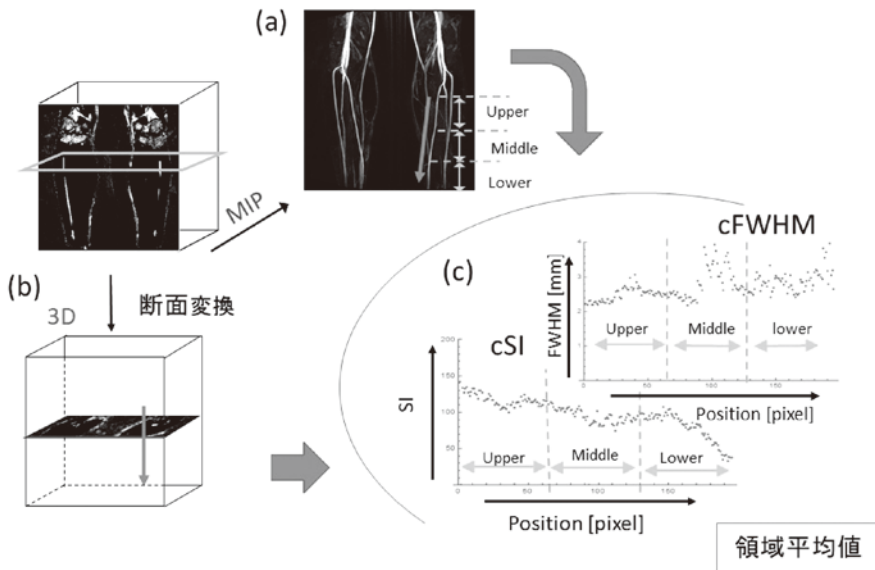


Fig. 1. 信号値変化 (cSI) と半値幅変化 (cFWHM) の計測手順

- (a) 3D coronal 収集された元画像から MIP 像を作成し、血管に沿って信号値と半値幅を計測した。
 (b) また、3D の元画像から axial 断面変換像を作成し、同様に血管に沿って信号値と半値幅を計測した。
 (c) 信号値と半値幅を血管に沿ってグラフ化した cSI と cFWHM を求め、さらに、計測結果を三等分して平均を求め領域平均値とした。
 なお、計測に使用する MIP 像は水平方向に回転した 20 方向の中から適当なものを選択した。

た場合にどちらが適切か比較検討が必要と考えたためである。フィッティング用の ROI の設定方法については次節のモデリングの説明の中で行う。

血管に沿って計測を行う方法について説明する (Fig. 2)。計測は、対象となる血管が他の血管と十分に分かれる分岐部から 2, 3 cm 下の位置から開始した。開始点は手動で設定した、はじめに設定した開始点を探索の中心とした 5 ピクセルの中から信号値が最大となる最大信号点を選択する。モデリングの方法に合わせて最大信号点から一定の範囲をフィッティング用 ROI として設定する。次の行では、直前の行で最大信号点であった位置を探索の中心として、再び信号値が最大となる点を選択する。このプロセスを血管に沿って末端まで繰り返し、信号値変化と半値幅変化を得た。

2-4-1. MIP 像でのモデリング

MIP 像でのモデリングは、2 次元 (two-dimensional: 2D) 化された画像に対する処理として行ったため、以下では、MIP 像についてのモデリングは 2D_ を付けて表記する (Fig. 3)。

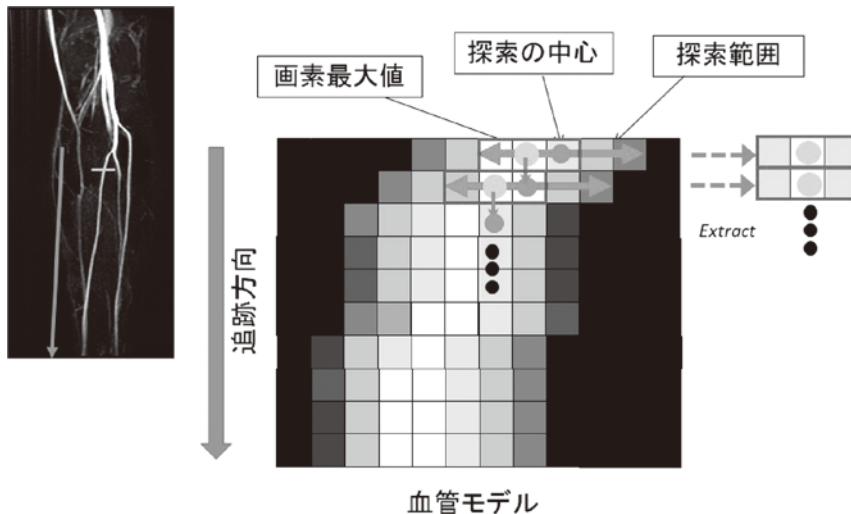


Fig. 2. 血管に沿った連続データの作成方法

MIP 像でのモデリングを例に説明する。計測の開始点を MIP 像上に手動で設定し、設定した点の近傍から最大値を持つ画素を探し出す。次に、各モデリング法で必要とする点数の近隣データを切り出す。次の行では直前の行で最大値になっていた位置を中心にその近傍から最大値を探索させた。この手順を血管の末梢まで繰り返した。

a) 2D_2 次モデリング

面内のピクセル間隔が 1.3 mm または 1.2 mm で、計測したい血管は細めの 3 mm 前後の径である。したがって、最大信号点とその隣接点の 3 ピクセルで最低限血管をカバーできる。今回はその 3 点に対し二次補間を行い、最大値をピーク信号値とし、ピーク信号値の 1/2 となる高さで半値幅を計測した (Fig. 3a)。

b) 2D_ ガウシアンモデリング

a) よりも広い範囲で血管を十分にカバーできるように、最大信号点とそこから 2 ピクセルの ROI を設定し、ガウス関数でフィッティングした。求めたガウス関数の最大値をピーク信号値とし、ピーク信号値の 1/2 となる高さで半値幅を計測した (Fig. 3b)。

2-4-2. axial 像でのモデリング

3D 像でのモデリングは、実際には、断面変換した axial 像に対する処理として行った。以下では、axial 像でのモデリングと呼び、3D_ を付けて表記する (Fig. 4)。

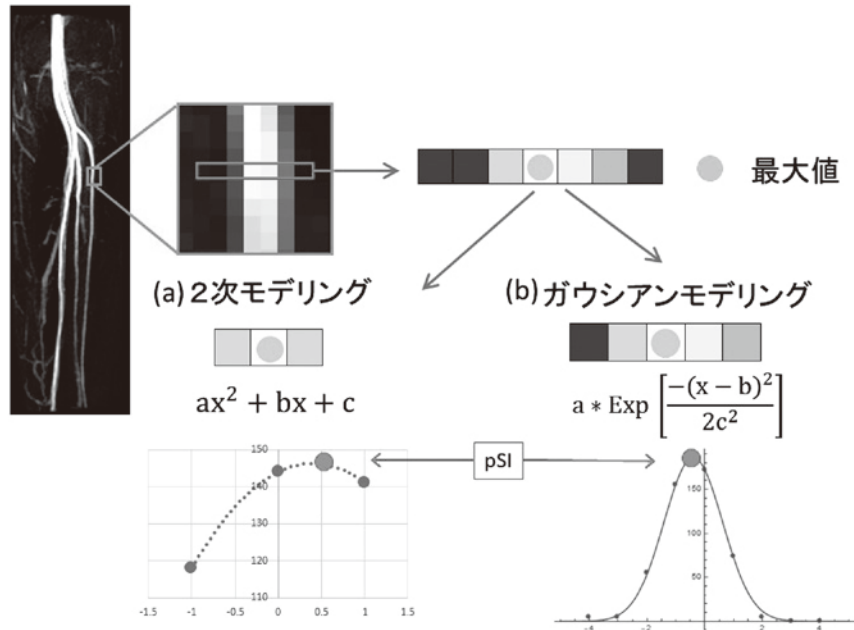


Fig. 3. MIP 像を用いた信号値と半値幅の計測方法 (2D モデリング)
 (a) 最大信号値を持つ画素を含む隣接 3 点で 2 次補間を行い、求めた補間関数からピーク信号値と半値幅を計測した。
 (b) 最大信号値を持つ画素を含む隣接 5 点でガウスフィッティングを行い、求めたフィッティング関数からピーク信号値と半値幅を計測した。

a) 3D_2 次モデリング

左右方向のピクセル間隔は 1.3 mm または 1.2 mm, 腹背方向のピクセル間隔は 1.5 mm とピクセル間隔が非等方であるが, 血管を最低限カバーできるように最大信号点を中心とした 3×3 ピクセルの範囲を ROI として, 円形の 2 次関数でフィッティングを行った。フィッティングした関数の最大値をピーク信号値とし, ピーク信号値の 1/2 となる高さで半値幅を計測した (Fig. 4a)。

b) 3D_ ガウシアンモデリング

axial 像の面内のピクセルサイズの非等方性を考慮し, 余裕をもって血管をカバーできるように最大信号点を中心とする半径 3 mm 未満の範囲の計 17 点で ROI を設定し, 円形のガウシアンでフィッティングした。フィッティングした関数の最大値をピーク信号値とし, ピーク信号値の 1/2 となる高さで半値幅を計測した (Fig. 4b)。

この際, フィッティングが適切にできなかった

場合には, その点のデータを不適切データとして除外した。

2-5. 数値指標の評価方法

2-5-1. 連続性に関する評価

信号値の変化と半値幅の変化のグラフを通して, 血管の近位部から遠位部までの変化を連続的に数値で確認した。またグラフの形状を比較することで計測法による特徴について評価を行った。

2-5-2. 領域平均値

2-3 節で述べたように, 計測した範囲を三等分した Upper, Middle, Lower の各領域で平均値を求め領域平均値とした (Fig. 1c)。各領域の長さは, ボランティアおよび計測血管によって異なるが, 65~88 mm だった。さらに, モデリングの方法によって信号値と半値幅の計測値がどのように異なるか, その全体的な傾向を把握するために, 領域平均値の平均と標準偏差を算出した。

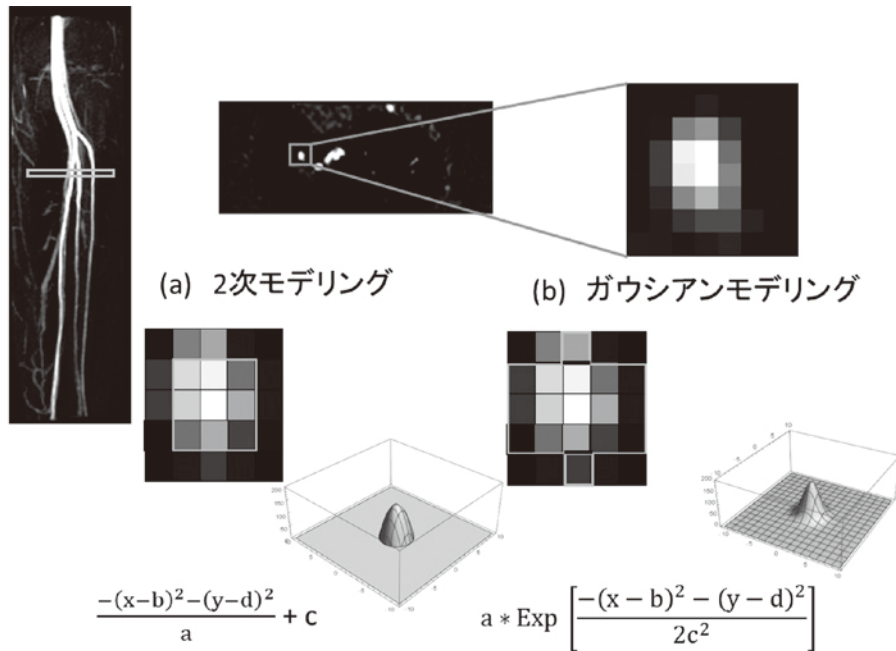


Fig. 4. 3Dデータのaxial画像を用いた信号値と半値幅の計測方法(3Dモデリング)
 (a) 最大信号値を持つ画素とその周囲の点で2次フィッティングを行い、求めたフィッティング関数からピーク信号値と半値幅を求めた。
 (b) 最大信号値を持つ画素とその点から3mm未満の点でガウスフィッティングを行い、求めたフィッティング関数からピーク信号値と半値幅を求めた。

3. 結 果

3-1. 数値指標の評価

MIP像で計測したい血管が他の血管と重ならない角度の投影像を選ぶ事で血管の交差による影響を小さくすることができたが、背景信号の重なりが計測に影響した例もあった。信号値の変化と半値幅の変化のそれぞれについて、血管描出が良好な場合の典型例と不良例を以下に示す。

3-1-1. 信号値変化

Fig. 5に血管描出が良好な場合の計測結果の典型例を示す。全体的に末梢に向かっていくにしたがって信号値が低下していく傾向が確認された。モデリングごとの信号値を比較すると、2D_2次と2D_ガウシアンモデリングではほぼ同じ信号値になった。3D_2次と3D_ガウシアンと比較では、3D_ガウシアンモデリングの方が大きくなる

傾向があった。MIP像を使用した2Dモデリングとaxial像を使用した3Dモデリングの比較では、3Dの方が信号値は大きくなった。しかし、Fig. 6に示すような、血管の描出が不良で背景信号が血管に重なるような例では、axial像を使用した3Dの信号値がMIP像を使用した2Dの信号値よりも小さくなる傾向があった。

3-1-2. 半値幅変化

Fig. 7に血管描出が良好な場合の計測結果の典型例を示す。末梢部では半値幅が大きくなったがUpperやMiddle付近では半値幅はほとんど変化しない傾向が確認された。モデリングごとの半値幅の大きさを比較すると、2D_2次と2D_ガウシアンでは、2D_ガウシアンモデリングの方が大きくなる傾向にあった。3D_2次と3D_ガウシアンと比較では、3D_ガウシアンモデリングの方が大きくなる傾向に

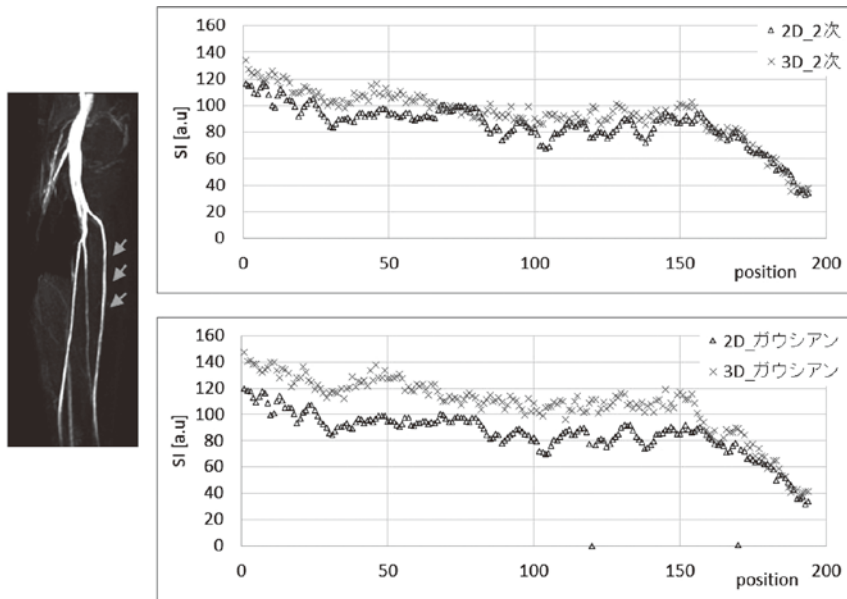


Fig. 5. 血管描出が良好な場合の信号値変化 (cSI) の計測結果の典型例
 図中の矢印は計測した血管 (ここでは ATA) を示す。グラフの横軸は計測開始点を 0 としてそこから下方へピクセルごとに計測した。末梢に行くほど信号値が低下していく傾向が確認できる。cSI の計測値は、多くの場合 3D_ ガウシアンモデリングが最も大きく、次いで 3D_2 次が大きい。2D_ ガウシアンと 2D_2 次はほぼ同じ大ききで 3D_2 次モデリングよりも小さかった。2D_ ガウシアンモデリングは一部で信号値が 0 になっている部分があるがこれはモデル化する際にフィッティングがうまくいかなかった点に相当する。なお、MRI の信号値は相対値であるため、縦軸は相対単位 arbitrary unit (a. u.) とした。

あった。また、2D_ ガウシアンモデリングの半値幅は 3D_ ガウシアンモデリングと同じかやや大きくなる傾向であった。Fig. 8 に示すような、血管の描出はされているが血管の周囲に高い背景信号が存在する例では、半値幅が大きくばらつく傾向があった。

3-2. 領域平均値

3-2-1. 信号値の領域平均値

領域平均の計測値の部位および計測法ごとの違いを Fig. 9 に示す。2D_2 次と 2D_ ガウシアンの領域平均値はほぼ等しかった。3D_2 次と 3D_ ガウシアンを比較すると、3D_ ガウシアンモデリングの方が大きくなった。血管の描出がよく信号値の高い Upper 領域では 10~20 程度、信号値の低い Lower 領域では 5~15 程度の差であった。2D のモデリング法と 3D のモデリング法を

比較すると 3D のモデリング法の方が 15~30 程信号値が大きく、ばらつきも大きい傾向にあった。さらに各領域とモデリング方法ごとに平均値と標準偏差を計算した結果を表 Table1 に示す。どの血管でも末梢に行くほど平均値が小さくなった。標準偏差は Upper と比べて Middle, Lower のほうが小さくなった。ATA では Middle と Lower の標準偏差は Middle のほうが大きくなったが、PA や PTA では Lower の方が大きくなる傾向にあった。

3-2-2. 半値幅の領域平均値

半値幅の領域平均値の部位および計測法による違いを Fig. 10 に示す。2D_2 次と 2D_ ガウシアンの領域平均値を比較すると、2D_ ガウシアンモデリングの方が 0.5~1.4 程度大きくなった。3D_2 次と 3D_ ガウシアンの領域平均値はほぼ同

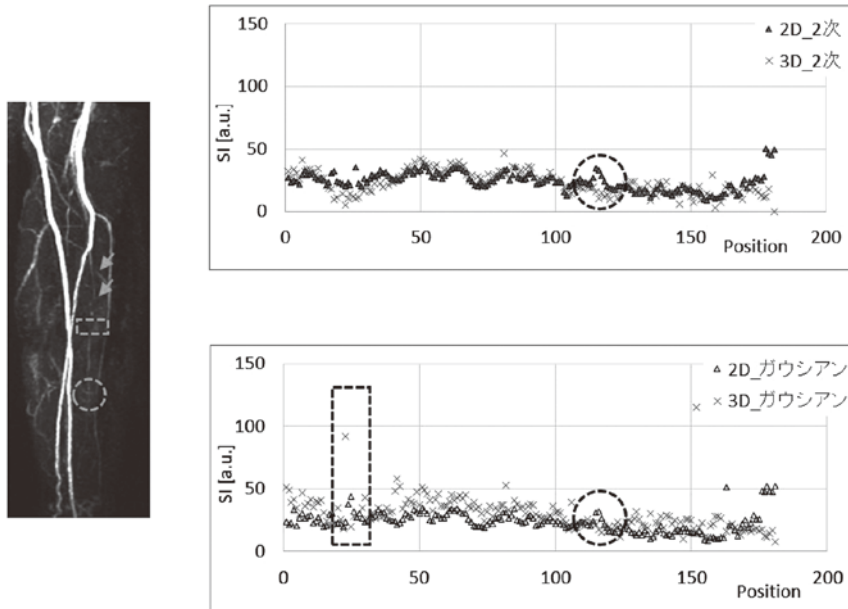


Fig. 6. 信号値変化 (cSI) の計測結果の不良例
 図中の矢印は計測した血管 (ここでは PA) を示す。グラフの横軸は計測開始点を 0 としてそこから下方へピクセルごとに計測した。四角の枠で示すような血管の描出が不良な部分では、多数の点でフィッティングを行う 3D_ ガウシアンモデリングで異常値となった。また丸枠で示すような背景信号の重なりにより血管の描出が不良となった部分では、axial 像を使用した 3D での計測結果より 2D_2 次や 2D_ ガウシアン の値が大きくなった。なお、MRI の信号値は相対値であるため、縦軸は相対単位 arbitrary unit (a. u.) とした。

じであったが、3D_ ガウシアンモデリングの方がばらつきが大きくなった。2 次モデリングとガウシアンモデリングを比較するとガウシアンモデリングの方がばらつきも大きい傾向にあった。さらに各領域とモデリング方法ごとに平均値と標準偏差を計算した結果を Table 2 に示す。末梢に行くほど平均値が大きくなっていく傾向がみられた。特に 2D_ ガウシアンモデリング法はほかのモデリング法に比べて平均値も標準偏差も大きくなっていった。

4. 考 察

4-1. 信号値変化

信号値の変化は予想された通りで、末梢に行くほど徐々に信号値が低下していく傾向が見られ (Fig. 5), MIP 像で観察される血管のコントラストの変化を直接表現しているといえた。また、

Fig. 9 および Table 1 の結果からは、領域平均の算出値は、大きい方から順に 3D_ ガウシアン、3D_2 次、2D_2 次、2D_ ガウシアンモデリングとなったことが分かる。これは、2D_2 次、2D_ ガウシアンモデリングでフィッティング使っている点は 2 点しか変わらず、それぞれのモデリングの結果はピーク信号値付近ではほぼ同じ形になったためと考えられる。

4-2. 半値幅変化

半値幅の変化は、Lower の領域ではやや大きくなるが Upper や Middle の付近ではほとんど変化しない傾向が確認された (Fig. 7)。末梢部で半値幅が広がった理由として、ピーク信号値が低下していくことで血管のコントラストが低下しモデル関数が横に広がった形として求められたためと考えられる。視覚的には血管が広がって見えることに対応する。また、Fig. 10 および Table 2 の結果

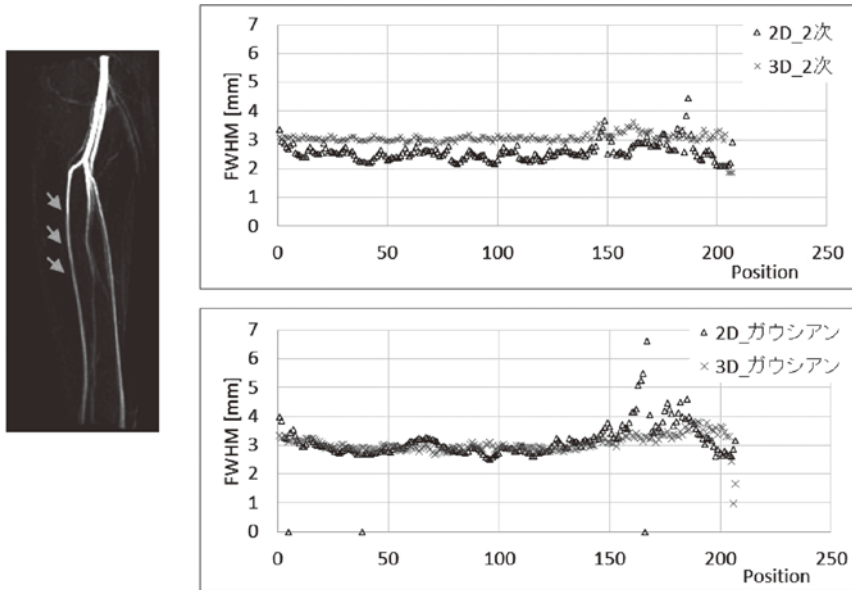


Fig. 7. 血管描出が良好な場合の半値幅変化 (cFWHM) の計測結果の典型例
 図中の矢印は計測した血管 (ここでは ATA) を示す。血管の描出が良い上部, 中部では半値幅はほとんど変化しないが, 末梢部ではわずかに上昇する傾向が見られた。cFWHM の計測値は, 全体的にみると 2D_ ガウシアンモデリングが最も大きく, 3D_ ガウシアン, 3D_2 次, 2D_2 次の順に小さくなった。2D_ ガウシアンモデリングは一部で信号値が 0 になっている部分があるが, これはモデル化する際にフィッティングがうまくいかなかった点を示している。

からは, 領域平均値は大きい順に 2D_ ガウシアン, 3D_ ガウシアン, 3D_2 次, 2D_2 次モデリングとなったことが分かる。ただし 2D_2 次と 2D_ ガウシアン間ではほとんど差がなかった。2D_2 次モデリングが最小となったのは, フィッティングの際に画像の最大信号値とその隣接点だけでモデル式を決定するため低信号部分を反映せず他のモデリング方法よりも細くなったと考えられる。一方で, 2D_ ガウシアンモデリングは 5 点でフィッティングを行うことで低信号部分も反映することができたが, 少ない点数でフィッティングを行うため, 異常値が 1 点でもはいるとフィッティングがうまくいかず, 結果として計測値が大きくなる傾向が認められた。3D_2 次と 3D_ ガウシアンモデリングは axial 像を使うため, MIP 像の方法よりも背景信号の影響を受けにくく, またフィッティングに使う点数も多いためばらつきが小さくなったのではないかと考えられる。

4-3. 本検討で計測した数値指標の意義

ここまでの考察を踏まえると, 信号値変化は, MIP 像と 3D のモデリングのいずれ方法で計測してもおおむね似たような変化の傾向を得られたことから計測法の影響を受けにくい指標であり, 血管のコントラストの変化を数値的にとらえるための有効な指標と考えられた (Fig. 9, Table 1)。

一方で半値幅変化は, 計測方法によって値に違いが見られた。しかしながら相対値としての比較はある程度可能であると考えられた。今回の検討にあたっては, 半値幅は鮮鋭度の指標として用いることを意図して算出した。しかしながら今回用いた MRI の撮像条件では, 半値幅を通して鮮鋭度の評価まで行うことは難しく, 単純に, 描出された血管の太さそのものをあらわしていると解釈するのがよいようにも思われた。本検討の結果を Upper と Lower について対比して考えてみる。血管の描出の良かった Upper 領域域での半値幅は

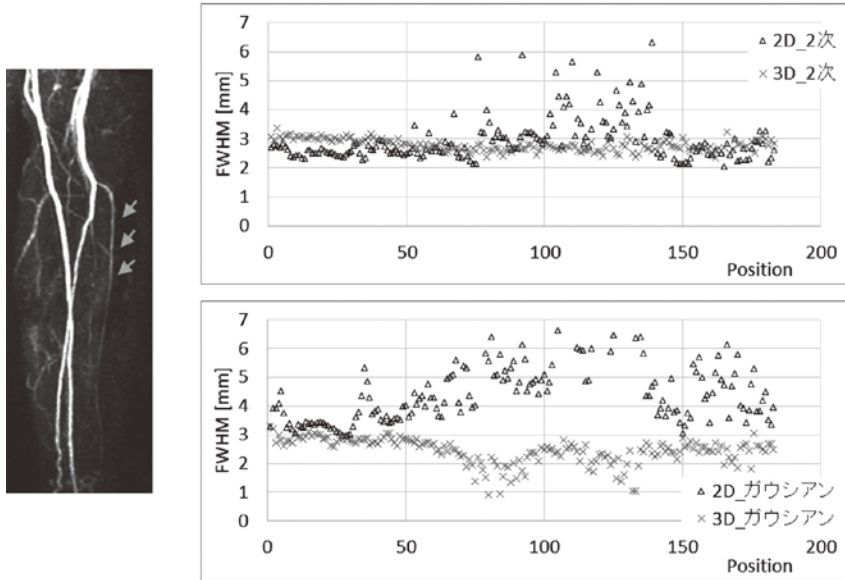


Fig. 8. 半値幅変化 (cFWHM) の計測不良例
 図中の矢印は計測した血管（ここではATA）を示す。全体的に血管の描出が悪く、血管と高い背景信号の重なりが目立つ中部から下部では、MIP 像を使った 2D モデリングの半値幅が大きくばらついている。

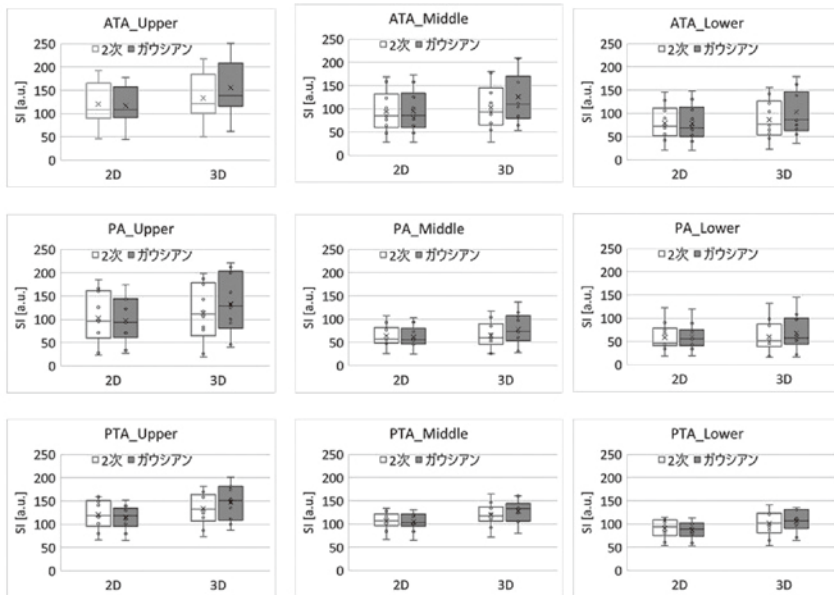


Fig. 9. 信号値の領域平均値の部位および計測法による違い
 計測法による違いを見やすくするため、ここでは箱ひげ図を用いて示した。2D_ ガウシアンと 2D_2 次では差はほとんど見られなかった。3D_ ガウシアンと 3D_2 次では 3D_ ガウシアンモデリングの方がわずかに大きかった。3D データを使ったモデリングは MIP 像を使った 2D モデリングよりも領域平均値が大きくなった。

Table 1. 信号値の領域平均値の平均と標準偏差
各領域でモデリング法ごとに平均値と標準偏差を求めた。表内では (平均値±標準偏差) で示している。

ATA	Upper	Middle	Lower
2D_2 次	120±49	94±45	79±39
2D_gauss	117±43	95±46	78±40
3D_2 次	133±54	103±49	87±43
3D_gauss	156±62	126±55	103±49

PA	Upper	Middle	Lower
2D_2 次	103±56	64±24	59±31
2D_gauss	98±49	63±24	60±29
3D_2 次	113±63	65±30	60±36
3D_gauss	133±65	79±35	68±39

PTA	Upper	Middle	Lower
2D_2 次	121±32	107±20	90±21
2D_gauss	115±27	105±19	87±20
3D_2 次	133±35	120±26	101±28
3D_gauss	148±39	128±25	106±24

あまり変化せず、造影 MRA で下肢動脈の計測を行った文献¹³⁾ で報告されている血管径の平均値、ATA 3.5 mm, PA 3.0 mm, PTA 3.1 mm に近い値であり (Fig. 10, Table 2), 血管径そのものを計測できていたと考えられる。また、一定の信号値を持つ Lower 領域において半値幅が大きくなった部分では、MIP 像で血管のコントラストが低下しても、信号値が確保されている範囲では太くなったように観察されることで血管として判別しやすくなった。このことから、半値幅が大きくなることは血管の描出能改善に寄与していると考えられた。

これに対して、血管の描出が不良なところでは半値幅も大きくばらついた。実際に Fig. 8 で示したような不良例で、背景の抑制が不十分で血管の描出が不良な部位では半値幅がばらついていた。このように背景の抑制が不十分な MIP 像で細い

血管を評価する場合に関して、先行研究で、背景と血管のコントラストが小さいことや血管の輪郭となるピクセルが背景に埋もれることで見かけの血管径が細くなるという報告もあり¹⁴⁾、血管の描出が不良な部分では半値幅の正確な計測は難しく、慎重に評価する必要がある。

4-4. リミテーション

下肢動脈は MIP 像で観察されることが多く、複雑な処理を要求されることが少ない。そのため、本論文における検討は単純な方法を用いて行うこととしたが、今回の検討結果は定量性が十分とはいえない結果にとどまっております。検討した計測方法では、血管の描出が不良な場合には数値指標の算出自体が適切に行えない場合も多かった。

また、本論文は非造影 MRA の画質改善を目的とした検討の一環として行った指標そのものの検討部分について述べたものであるが、対象とした

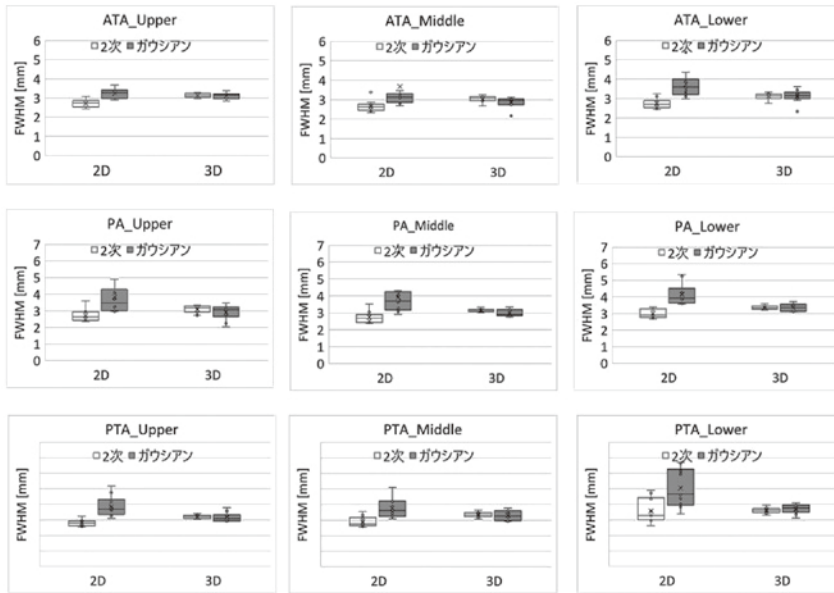


Fig. 10. 半値幅の領域平均値の部位および計測法による違い
 図計測法による違いを見やすくするため、ここでは箱ひげ図を用いて示した。2D_ ガウシアンモデリングは他のモデリングよりもばらつきが大きかった。またガウスモデリングは2次モデリングよりもばらつきが大きい傾向にあった。

健常ボランティアデータも5名分にとどまり、実際のPAD患者での検討も含まれていない。一般的な結果を導くためにはさらなる検討が必要であるが、今後は本計測方法による数値指標も参考にしながら、非造影MRAの実際の臨床画像の画質向上に結び付けていきたい。

5. 結 語

非造影下肢MRAの血管描出能をあらわす数値指標およびその計測方法について、末梢の細い血管を対象に信号値と半値幅に注目して検討した。計測の結果、MIP像で本検討の対象としたような細い血管を安定して評価するためには2次モデリングが有効であった。信号値変化は血管のコントラストの変化を数値的にとらえるための有効な指標であった。また、半値幅変化は鮮鋭度そのものをあらわすには不十分であったが、一定の信号値があれば、血管径が広がることで血管の描出能改善に寄与する可能性が示唆された。

謝 辞

本論文の内容の一部は、第74回日本放射線技術学会総会学術大会(2018年, 横浜)およびECR2019(2019年, ウィーン)¹²⁾にて発表した。なお、本研究の一部はJSPS科研費18K07703の助成を受けたものです。

文 献

- 1) 宮田哲郎, 赤澤宏平, 秋下雅弘, 他: 末梢閉塞性動脈疾患の治療ガイドライン(2015年改訂版), 日本循環器学会, 2015, 5-17, 24-25
- 2) Rogosnitzky, M., Branch, S.: Gadolinium-based contrast agent toxicity: a review of known and proposed mechanisms, *Biometals*, **29**, 365-376, 2016
- 3) FDA identifies no harmful effects to date with brain retention of gadolinium-based contrast agents for MRIs; review to continue, U.S. Food and Drug Administration, 2017
- 4) Miyazaki, M., Sugiura, S., Tateishi, F., Wada, H., Kasai,

Table 2. 半値幅の領域平均値の平均と標準偏差
各領域でモデリング法ごとに平均値と標準偏差を求めた。表内では (平均値±標準偏差) で示している。

ATA	Upper	Middle	Lower
2D_2 次	2.72±0.21	2.66±0.30	2.75±0.27
2D_gauss	3.25±0.24	3.68±1.91	3.75±0.71
3D_2 次	3.14±0.11	3.03±0.17	3.11±0.16
3D_gauss	3.12±0.17	2.86±0.28	3.14±0.35

PA	Upper	Middle	Lower
2D_2 次	2.73±0.37	2.75±0.35	3.01±0.26
2D_gauss	3.84±1.15	3.91±1.06	4.15±0.65
3D_2 次	3.10±0.23	3.13±0.10	3.36±0.12
3D_gauss	2.92±0.46	2.98±0.19	3.36±0.24

PTA	Upper	Middle	Lower
2D_2 次	2.80±0.21	2.88±0.34	3.58±0.79
2D_gauss	3.87±0.66	3.77±0.62	5.04±1.22
3D_2 次	3.20±0.12	3.33±0.18	3.61±0.19
3D_gauss	3.18±0.29	3.31±0.31	3.71±0.31

- Y., Abe, H. : Non-Contrast-Enhanced MR Angiography Using 3D ECG-Synchronized Half-Fourier Fast Spin Echo, *JMRI*, **12**, 776-783, 2000
- 5) Wheaton, J.A., Miyazaki, M. : Non-Contrast Enhanced MR Angiography : Physical Principles, *JMRI*, **36**, 286-304, 2012
 - 6) Lewis, M., Venumbaka, M., Gill, K., Cannon, J., Clark, A., Toms, P.A., Malcolm, N.P. : Impact of source data on the interpretation of contrast-enhanced magnetic resonance angiography of the lower limbs, *Bio. Med. Central*, **7**, 263, 2014
 - 7) Nakamura, K., Miyazaki, M., Kuroki, K., Yamamoto, A., Hiramine A., Admiral-Behloul, F. : Noncontrast-enhanced Peripheral MRA : Technical Optimization of Flow-Spoiled Fresh Blood Imaging for Screening Peripheral Arterial Diseases, *Magn. Reson. Med.*, **65**, 595-602, 2011
 - 8) Lim, P.R., Hecht, M.E., Xu, J., Babb, S.J., Oesingmann, N., Wong, S., Muhs, E.B., Gagne, P., Lee, S.V. : 3D Nongadolinium-Enhanced ECG-Gated MRA of the Distal Lower Extremities : Preliminary Clinical Experience, *JMRI*, **28**, 181-189, 2008
 - 9) Rasper, M., Wildgruber, M., Settles, M., Eckstein, H.-H., Zimmermann, A., Reeps, C., Rummeny, J.E., Huber, M.A. : 3D non-contrast-enhanced ECG-gated MR angiography of the lower extremities with dual-source radiofrequency transmission at 3.0 T : Intraindividual comparison with contrast-enhanced MR angiography in PAOD patients, *Eur. Radiol.*, **26**, 2871-2880, 2016
 - 10) Liu, J., Zhang, N., Fan, Z., Luo, N., Zhao, Y., Bi, X., An, J., Chen, Z., Liu, D., Wen, Z., Fan, Z., Li, D. : Image Quality and Stenosis Assessment of Non-Contrast-Enhanced 3-T Magnetic Resonance Angiography in Patients with Peripheral Artery Disease Compared with Contrast-Enhanced Magnetic Resonance Angiography and Digital Subtraction Angiography, *PLoS ONE*, **11**, 1-13, 2016

- 11) Fujimoto, A., Aoba, M., Aita, K., Machida, Y. : Numerical vessel depictability indices for evaluating vessels in noncontrast enhanced MR angiography : Comparing radial and linear k-space trajectories, ECR2018, C-1820, 2018, Vienna, Austria
- 12) Aoba, M., Fujimoto, A., Machida, Y. : Measuring vessel signal intensity and FWHM changes along vessels for numerical evaluation of vessel depictability in non-contrast enhanced peripheral MR angiography, ECR2019, C-1747, 2019, Vienna, Austria
- 13) Lorbeer, R., Grotz, A., Dörr, M., lzke, VoÈ. H., Lieb, W., KuÈhn, J.-P., Mense, B. : Reference values of vessel diameters, stenosis prevalence, and arterial variations of the lower limb arteries in a male population sample using contrast-enhanced MR angiography, Public Library of Science ONE 2018 ; 1-15
- 14) Prokop, M., Shin, O.H., Schanz, A., Schaefer-Prokop, M.C. : Use of Maximum Intensity Projections in CT Angiography : A Basic Review, Radiographics, **17** : 433-451, 1997