

MR bone imagingとfresh blood imaging MRAによるlower extremity artery disease 症例での石灰化描出に関する検討

Consideration of calcification by MR bone imaging and fresh blood imaging MRA in patients with lower extremity artery disease

中山 英俊^{1)*}, 森本 亮多¹⁾, 福長 綾¹⁾, 荻野 和秀²⁾, 小林 正美³⁾, 棕田 奈保子³⁾

1) 鳥取赤十字病院 放射線技術課

2) (医師) 鳥取赤十字病院 循環器内科

3) (医師) 鳥取赤十字病院 放射線科

Key words: lower extremity artery disease (LEAD), fresh blood imaging (FBI) MRA, MR bone imaging, calcification, addition.

【Abstract】

MRA imaging with calcification information, which is important for the treatment of lower extremity artery disease, was investigated in terms of the percentage of additive processing between fresh blood imaging (FBI) MRA and MR bone imaging. The addition ratio was varied in six cases of lower limb arterial disease and the contrast-to-noise ratio (CNR) between the arterial wall calcification, nearby muscle and arterial lumen was measured. CNR mean values were improved between arterial lumen and arterial wall calcification sites in all additive images. The higher the percentage of addition, the higher the value between the arterial lumen and the muscle. Between muscle and arterial wall calcification sites, the lower the percentage of addition, the higher the value. The FBI MRA addition of 12.5 - 3.125% was recommended, and an MRA processing method with calcification information could be developed.

【要 旨】

下肢動脈疾患治療に重要な石灰化情報を付与したMRA画像作成を, fresh blood imaging (FBI) MRAとMR bone imagingの加算処理割合で検討した。下肢動脈疾患6例の加算割合を変化させ、動脈壁石灰化部、近傍の筋肉、動脈内腔間のcontrast-to-noise ratio (CNR)を計測した。CNR平均値は、動脈内腔と動脈壁石灰化部位間是全加算で向上した。動脈内腔と筋肉間には加算割合が高い方が高値を示した。筋肉と動脈壁石灰化部位間には加算割合が低い方が高値を示した。FBI MRA加算12.5~3.125%を推奨値とし、石灰化情報を付与したMRA処理画像を作成できた。

緒 言

末梢動脈疾患のうち、下肢動脈疾患(lower extremity artery disease: LEAD)は動脈硬化を原因とする下肢主幹動脈の慢性閉塞症である。これは、従来用いられてきた下肢閉塞性動脈硬化症と同義となる^{1,2)}。LEADを発症する患者は慢性腎臓病の合併が多く、血管の石灰化が特徴である³⁾。さらに透析患者では、下肢動脈

石灰化の重症度はLEADの臨床的重症度と相関し⁴⁾、血管内治療においては石灰化の部位でバルーンやアプローチの選択が異なる⁵⁾。つまりLEADにおいて、石灰化の部位や程度、動脈との位置関係といった石灰化情報を得ることはその後の治療に重要と言える。

LEAD診断のゴールドスタンダードとしてはまず血管造影が挙げられるが、その侵襲性を考慮し、現在では検査の目的だけで行われることは少なくなっている。近年では、簡便で客観性、再現性も高いモダリティであるcomputed tomography (CT)やmagnetic resonance imaging (MRI)がその非侵襲性により選択されている⁶⁾。CT angiography (CTA)は造影剤が必須となるものの、石灰化の程度や壁在血栓の有無、血管外病変の評価が可能で、他検査に対し優位性がある。それに対してMR angiography (MRA)は、非造影でも検査可能で、腎障害患者でも積極的に検査が行えるが、石灰化情報を得られないというデメリットがある⁷⁻⁹⁾。中でもMRAの撮像法であるfresh blood imaging (FBI) MRAは、骨盤から下肢動脈

NAKAYAMA Hidetoshi^{1)*}, MORIMOTO Ryota¹⁾,
FUKUNAGA Aya¹⁾, OGINO Kazuhide, MD, PhD²⁾,
KOBAYASHI Masami, MD, PhD³⁾,
MUKUDA Naoko, MD, PhD³⁾

1) Japanese Red Cross Tottori Hospital, Division of Radiological Technology

2) Japanese Red Cross Tottori Hospital, Department of Cardiology

3) Japanese Red Cross Tottori Hospital, Department of Radiology

* E-mail: wptmy939@ybb.ne.jp

Received April 3, 2024; accepted August 4, 2024

の狭窄や閉塞の描出はCTAとほぼ同等であり、側副路の描出も良好である¹⁰⁾。その原理は、心電同期を用い血流の速度による信号強度の違いを利用したものになる。心拡張期では動脈血流は遅くなるのでfast spin echo (FSE) 法で動脈は高信号となる。しかし、心収縮期では早い血流によりspinのdephasingが促進されるため、血管内はflow voidを示す。静脈は心収縮期でも心拡張期でも血流速度は遅く、高信号となる。このことから、心拡張期画像と心収縮期画像を差分することで、動脈信号だけを抽出している¹¹⁾。

MRAのデメリットとして石灰化情報が得られないと述べたが、従来、MRIにおいて骨皮質表面や靱帯、腱、そして石灰化などの組織は画像内の低信号として描出され、評価は難しいとされてきた。これらの組織には、MRIの信号源となる水分子の含有量が少ない。その水分子も顕著に運動が制限され極端に短いT₂緩和を示す結合水で占められ、骨皮質におけるT₂緩和時間は3.0Tで約390 μ secである。そのため従来のpulse sequenceで設定可能な数msecのecho time (TE) では信号検出までに時間がかかり過ぎて、radio frequency照射後に急速に減衰する信号を捉えきれず、低信号として描出される。しかし、MRIで石灰化情報を得る撮像法としてMR bone imagingが考案され、注目を集めている。その方法の一つとして、gradient echo (GRE) 法を応用したものがある。GRE法においても、骨の信号は低信号に描出されるため、データ取得後に反転処理を行うことで骨を高信号に描出できる。しかし、反転処理画像において骨以外の低信号も同様な描出となり、両者を区別できないことが問題となる。そのためchemical shiftなど、低信号を生じるartifactを可能な限り抑える必要があり、MR bone imagingにはin phase画像を用いる。またより高い信号を得るためには、一度に複数echoを取得し加算することができるmulti echo型のGRE法が有利である^{12,13)}。

このFBI MRAとMR bone imagingとの加算処理を行うことで、石灰化情報の付与された新たなMRA画像を作成できると考えた。これにより非造影かつ侵襲なく、血管の走行と石灰化情報を得ることが可能となり、LEAD診断における新たな選択肢になり得る可能性がある。本研究の目的は、この画像処理法の肝である最適な加算割合を検討することである。

1. 方 法

【倫理的配慮】

本研究は、当院倫理委員会における審査を経て承認を受けた（承認番号 令和5年第126号）。

1-1 対象

対象は、2022年6月から2023年8月までに、LEADの疑いで下肢MRA検査を行った全症例である6例（男性3例、女性3例）であり、年齢は 81.2 ± 8.07 歳であった。

1-2 使用機器

使用機器は、1.5T超電導磁石式全身用MR装置 (Vantage Titan ver.4.0, キヤノンメディカルシステムズ, 栃木)、受信コイルは32ch spine coil, 16ch body coilを使用した。また症例画像でのcurved planar reconstruction (CPR) 作成にwork station 装置 (Ziostation2 Plus, ザイオソフト, 東京) を使用した。

1-3 撮像条件

MR bone imagingの撮像条件は、multi-echoを併用したfield echo (FE) 3Dを使用し、repetition time (TR) 18 ms, echo time (TE) 4.6 ms/9.2 ms/13.8 ms, flip angle (FA) 7°, Fat Suppression off, field of view (FOV) 40 cm/42 cm, matrix 256/256, slice thickness 2 mm, number of acquisition (NAQ) 1とした。FBI MRAの撮像条件は、short TI inversion recovery (STIR) 法を併用したfast advanced spin-echo (FASE) 3Dを使用し、TR 2908 ms, TE 80 ms, FA/flop angle 90/150, inversion time (TI) 130 ms, black blood (BB) TI off, FOV 40 cm/42 cm, matrix 256/256, slice thickness 3 mm, NAQ 1とした。

加算処理に際し、FBI MRAをMR bone imagingに合わせ、Slice Thickness 2 mmで再構成を行った。

1-4 撮像ポジショニング

今回の検討では、MR bone imagingとFBI MRAの加算処理を行った。加算処理を行うためには、FBI MRAでより判別しやすい動脈走行画像が必要であり、そのためには静脈も安定して描出され、明確に動脈から静脈のsubtractionを行いたい。FBI MRAは収縮期と拡張期の信号強度差を利用した撮像法であ

り、動静脈共に血流が遅いタイミングが高信号となる¹⁴⁾。そこで目的の静脈に対する末梢からの血流速度の低下とflow voidの影響を低減する目的で、心窩部と腹部を軽度圧迫固定した。撮像枚数低減のため、ポジショニング時にクッションを用い下肢の高さを均一にしたが、膝窩静脈など下肢の後面を走る血管の圧迫を避け、収縮期と拡張期で安定した静脈描出を狙った。体位によって血流速度が変わるという報告もあり¹⁵⁾、足先を内旋すると大腿部内転筋などが緊張してしまい、静脈描出の安定性が悪くなる可能性が考えられるため、足先は外旋位とした。また呼吸の影響によるmotion artifactを低減するため、圧迫固定に加えスパーサーを用い患者とコイル間に隙間を作り、コイルと患者が接触しないようにした。

1-5 測定方法

撮像を行ったMR bone imagingとFBI MRA画像に、本体アプリケーションで以下の式で加算処理を行い加算画像を作成した。

$$\text{Additional image} = A + B/x \quad \dots\dots\dots (1)$$

AはMR bone imaging, BはFBI MRAである。

その際、加算割合の影響を見るためxの値を変化させ、加算するFBI MRAを元の信号強度の100%, 50%, 25%, 12.5%, 6.25%, 3.125%と減算し画像作成を

行った (Fig.1)。作成した加算画像に対しImageJ (National Institutes of Health, Bethesda, MD, USA) を用い、全6症例の54部位 (全て浅大腿動脈) で、1部位ごとに動脈壁石灰化部、近傍の筋肉、動脈内腔にregion of interest (ROI) (a, b, c) を設定し、平均信号値と標準偏差の測定を行った。組織間のCNR測定点をFig.2に示す。測定結果を基に、動脈内腔と動脈壁石灰化部位間、動脈内腔と筋肉間、筋肉と動脈壁石灰化部位間でそれぞれcontrast-to-noise ratio (CNR) 算出を行った。

CNR評価は、以下の評価式で行った¹⁶⁾。

$$\text{CNR (root mean square)} = \frac{|S_A - S_B|}{\{(SD_A^2 + SD_B^2)/2\}^{1/2}} \quad \dots\dots\dots (2)$$

S_A , S_B は対象とする2種類のROIの平均信号値, standard deviation (SD) $_A$, SD_B は対象とする2種類のROIの標準偏差である。

加算なしのMR bone imagingに対し、加算後それぞれの画像に有意差を持った変化が生じたかを調べるため、多重比較検定としてsteel検定を行った。有意水準は0.05とした。

1-6 読影

検討結果を基に反転処理を行った加算画像を作成し、LEAD患者1例 (86歳 女性) の読影を行った。

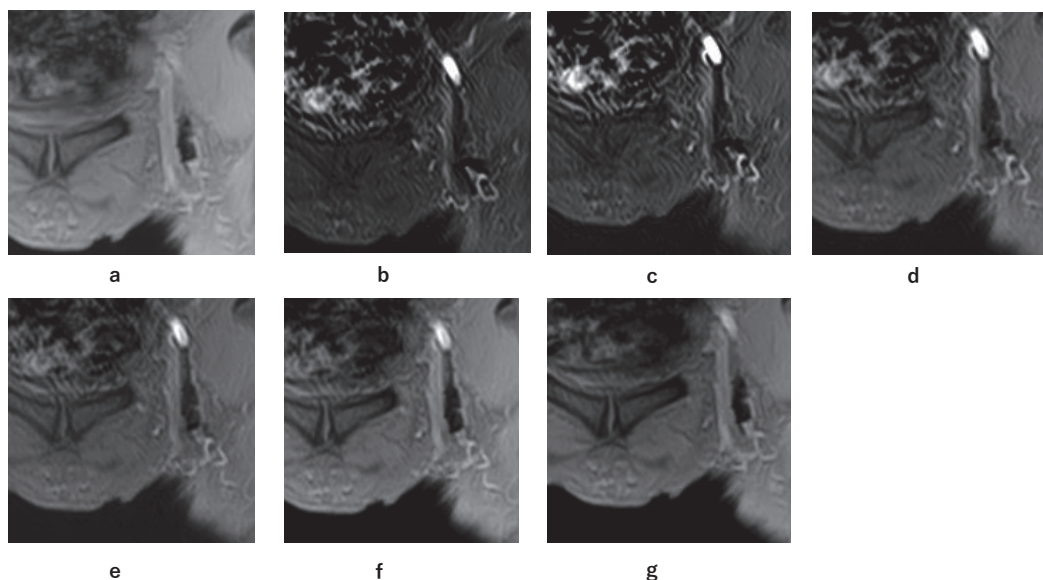


Fig.1 MR bone imaging and FBI MRA images with the ratio of addition varying from b-g.

a: no addition, b: 100% addition, c: 50% addition, d: 25% addition, e: 12.5% addition, f: 6.25% addition, g: 3.125% addition.

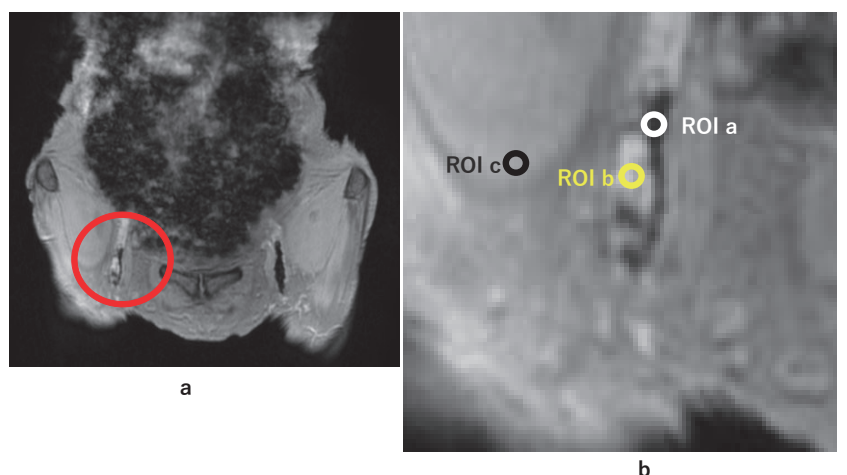


Fig.2 CNR measurement points of tissues.

a : Original image of additive image. b : Enlarged view of measurement range.
ROI a : calcified area, ROI b : arterial lumen, ROI c : muscle.

2. 結 果

動脈内腔と動脈壁石灰化部位間のCNR計測結果を基に作成したグラフをFig.3に提示する。加算なしのMR bone imagingに比べ、FBI MRA加算画像は全ての割合でCNRが向上し、FBI MRA 6.25%加算画像が最も良い結果となった。加算なしMR bone imagingのCNR平均値が 9.53 ± 4.74 であったのに対し、FBI MRA 6.25%加算画像では 12.45 ± 4.97 となった。検定の結果、FBI MRA 12.5%以下の加算画像では有意差が認められた。

動脈内腔と筋肉間のCNR計測結果を基に作成し

たグラフをFig.4に提示する。加算なしMR bone imagingのCNR平均値が 3.59 ± 3.11 であったのに対し、FBI MRA加算画像では全ての割合でCNRが大幅に向上した。FBI MRA加算割合が高い方がCNRも高値を示し、FBI MRA 100%加算画像が 15.02 ± 11.80 と最も高い結果となった。しかし、検定の結果、どの組み合わせでも有意差が認められた。

筋肉と動脈壁石灰化部位間のCNR計測結果を基に作成したグラフをFig.5に提示する。加算なしのMR bone imagingのCNR平均値が 9.47 ± 5.50 であったのに対し、FBI MRA加算画像では全ての割合でCNRが低下し、検定の結果、どの組み合わせでも有意

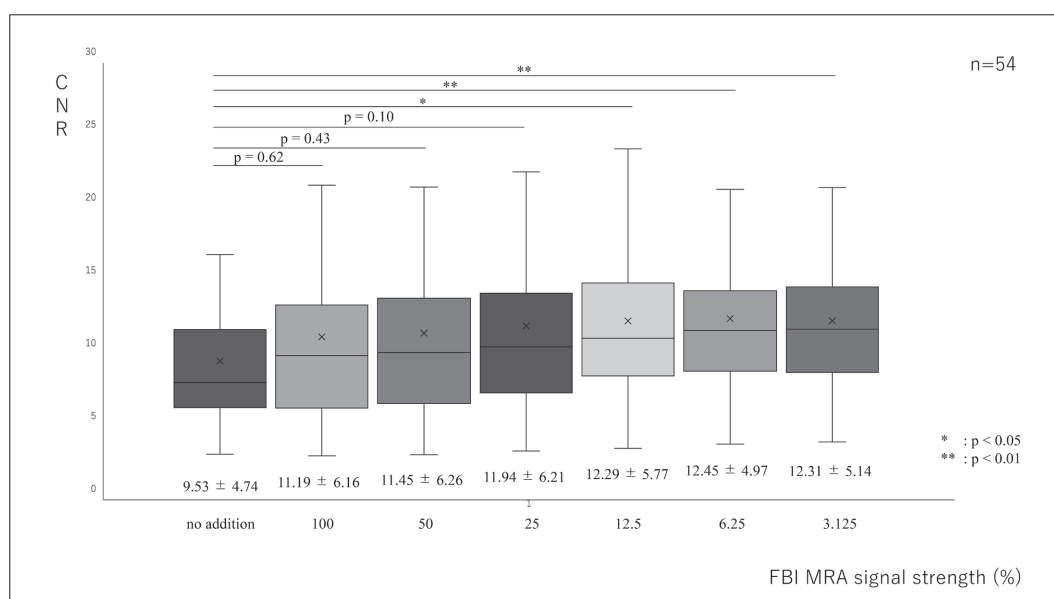


Fig.3 CNR of arterial lumen and calcification.

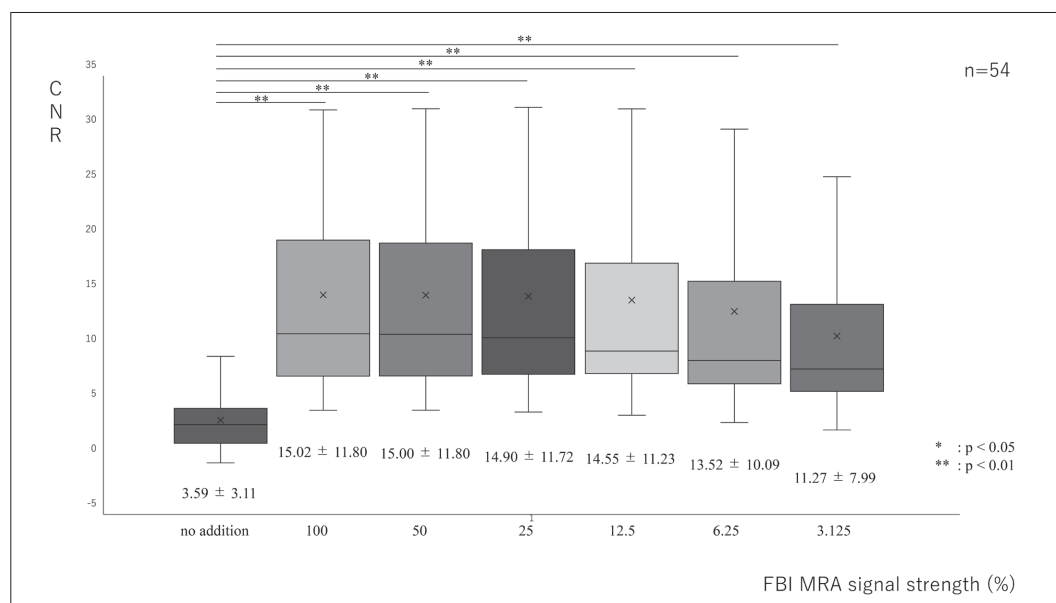


Fig.4 CNR of arterial lumen and muscle.

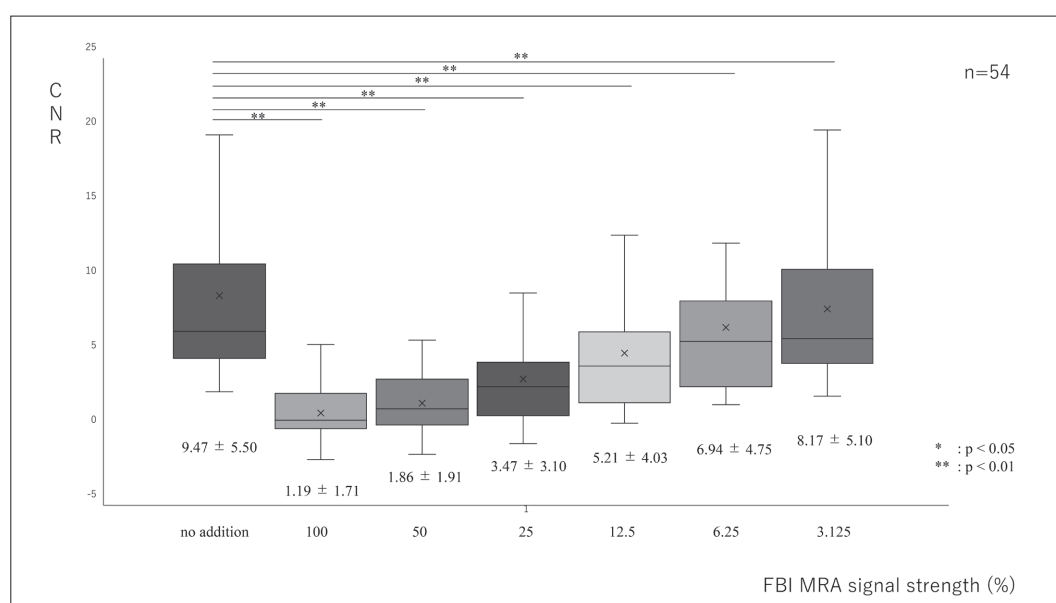


Fig.5 CNR of muscle and calcification.

差が認められた。しかし、FBI MRA加算割合が低い方がCNRは高値を示し、FBI MRA 3.125%加算画像では 8.17 ± 5.10 となった。

検討結果を基に反転処理を行った加算画像を作成し、読影を行った症例を提示する。患者は86歳、大動脈弁狭窄症、僧帽弁狭窄症の女性。2015年に左下肢冷感で当院を受診し、CTAが施行されLEADと診断された。その後、他院で治療を続けていたが、2023年再び当院を受診され、腎機能低下のためCTAではなくMRAが施行された。MRAでは左総大腿動脈近位に描出されない4.25 cm長の部位を認める。これは前回

CTAで確認された石灰化を伴った狭窄部に一致する (Fig.6矢印)。

同部位の加算前後のMR bone image (Fig.7) を提示する。加算なしのMR bone imaging (Fig.7a) では左大腿動脈石灰化は描出されているが、動脈との位置関係は把握しにくい。それに対して加算画像 (Fig.6b) では動脈・石灰化とも明瞭に描出され、両者の位置関係が把握しやすくなっている。石灰化による動脈の完全閉塞 (Fig.7b 矢印) も確認できる。

またFig.8の腹側のスライスでは、石灰化部を迂回するように発達した側副血行路を認める (Fig.8a 矢印)。



Fig.6 Overall view of the lower extremity of the patient.

a : non contrast FBI MRA image at this examination.
b : contrast enhanced CTA image in 2015.

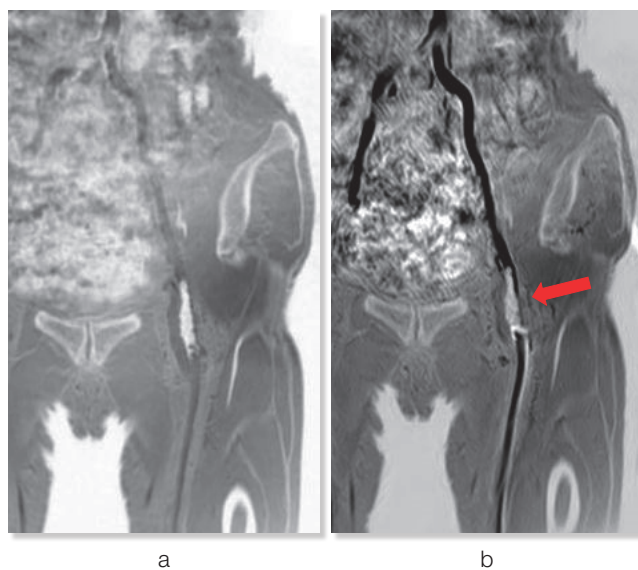


Fig.7 CPR image of the left femoral artery.

a : MR bone image. b : additive image.

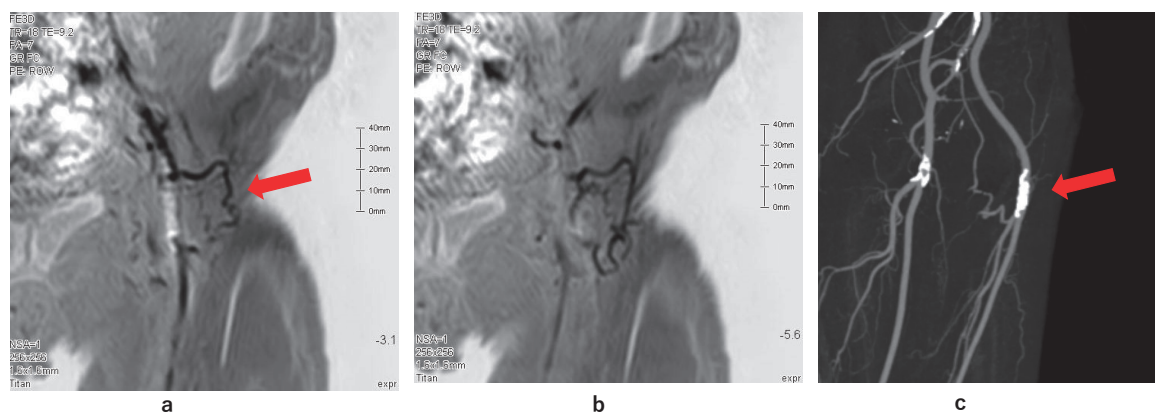


Fig.8 a, b : collateral vessels developed bypassing the calcified left femoral artery.
c : contrast-enhanced CTA in 2015.

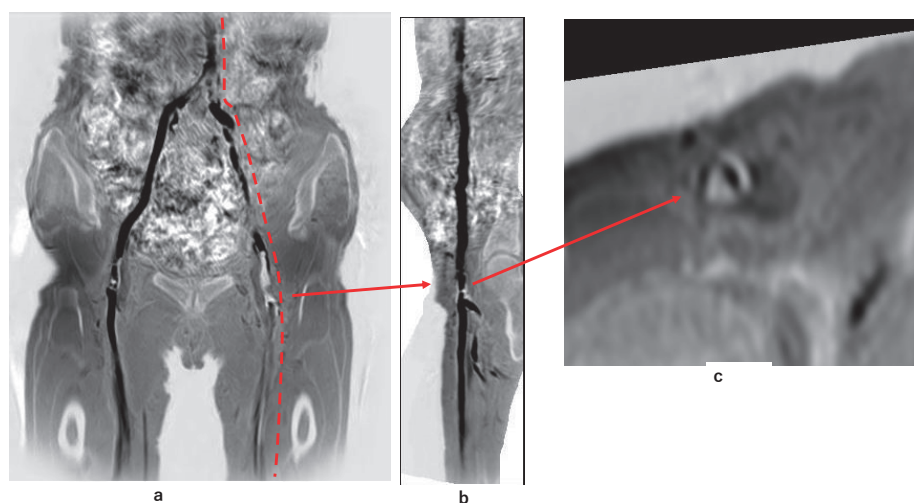


Fig.9 a : CPR image of the right femoral artery. b : straight view. c : axial image.

これは前回CTAでは認められず (Fig.8c 矢印), 新たに発達したものと推測される。

同患者の右大腿動脈の加算画像を提示する。右総大腿動脈の動脈石灰化部位の血管短軸像では、全周性の石灰化と内部を走行する動脈を認め、血管は狭窄しているが閉塞していないことが分かる (Fig.9)。

3. 考 察

今回の検討では、最適な加算割合を求めるために、動脈内腔、動脈壁石灰化部位、筋肉、それぞれの組織間CNRを評価項目とした。

動脈内腔と動脈壁石灰化部位間では、全ての加算画像でCNRの向上は見られたものの、動脈内腔と筋肉間、筋肉と動脈壁石灰化部位間の結果に比べれば加算割合による変化は小さく、FBI MRA 100%, 50%, 25%加算画像では、加算なしのMR bone imagingとの有意差は認められなかった。これは、MR bone imagingが石灰化の信号強度を低信号として表現するため¹⁷⁾、加算なしのMR bone imagingでも高信号である動脈内腔とCNRは得られていたためと考えられる。

動脈内腔と筋肉間のCNRは、全ての加算画像で向上している。FBI MRAの加算割合が低いほどCNRも低値を示したが、FBI MRA 3.125%加算画像でも 11.27 ± 7.99 と、加算なしのMR bone imaging 3.59 ± 3.11 に比べれば高いCNRを保っており、どの組み合わせでも有意差が認められた。これは、MR bone imageに対してFBI MRAの動脈信号¹¹⁾が付与できているためと考えられる。

筋肉と動脈壁石灰化部位間のCNRは、全ての加算画像で低下している。FBI MRAは、心拡張期に撮像した画像と心収縮期画像をsubtractionすることで動脈信号を抽出し、それ以外は相殺され背景信号となる^{18,19)}。つまりMR bone imagingとの加算画像において、動脈以外の組織は背景信号との加算となる。そのため筋肉と動脈壁石灰化部位間において、筋肉は背景信号との加算で低信号となり、MR bone imagingでも低信号として表現される動脈壁石灰化部とのCNRが低下したと考えられる。全ての加算画像において有意差が認められたが、FBI MRA加算割合が低い方がCNRは高値を示した。

動脈内腔と動脈壁石灰化部位間では、多重比較検定でFBI MRA加算12.5%以下でCNRに有意差が見られた点、動脈内腔と筋肉間ではFBI MRAの加算割合が高い方がCNRも高値を示したが、どの加算画像でもCNRの向上が見られた点、筋肉と動脈壁石灰化部位間ではFBI MRA加算割合が低い方がCNRは高値を示した点を考慮し、実際の加算画像作成に当たってはFBI MRA加算12.5~3.125%が設定推奨値と考えられた。

しかし、適切なFBI MRA加算割合は、患者の血流や石灰化の大きさなどにも影響を受ける可能性がある。本研究で対象とした症例数が少ないことを考慮すると、FBI MRA加算割合は患者ごとに調整していく必要もあると考えられる。

本研究により、動脈に関しては、FBI MRA加算によりCNRが向上することが示された。一方、石灰化に関しては、加算前のMR bone imagingよりもCNRが低下することが示されており、原画像も含めて観察を行った方がよいと考えられる。

リミテーションとして、症例数が少ないこと、血管と石灰化の評価の従来法である血管造影やCTA、MRAのみとの比較がないことが挙げられる。

結 語

FBI MRAをMR bone imagingに加算することによる、石灰化情報の付与された新たなMRA処理画像を作成することができた。今後、本処理方法はLEAD診断における新たな選択肢になり得ると思われる。

利益相反

本研究において著者および共著者に開示すべき利益相反事項はない。

謝 辞

本検討の論文化を勧めてくださった、済生会熊本病院 沖川隆志先生、島根大学医学部附属病院 麻生弘哉先生、協力いただいたTottori BIRTMeeting世話人会に、この場を借りてお礼申し上げたい。

図の説明

- Fig.1 MR bone imagingとFBI MRAの加算画像. b-gで加算の割合を変化させている.
a: FBI MRA加算なし. b: 100%加算. c: 50%加算.
d: 25%加算. e: 12.5%加算. f: 6.25%加算.
g: 3.125%加算.
- Fig.2 組織間のCNR測定点.
a: 加算画像の全体像.
b: 測定範囲の拡大図. ROI a: 石灰化部位. ROI b: 動脈内腔. ROI c: 筋肉.
- Fig.3 加算割合の変化における動脈内腔と石灰化部位のCNR平均値の推移.
- Fig.4 加算割合の変化における動脈内腔と筋肉のCNR平均値の推移.
- Fig.5 加算割合の変化における筋肉と石灰化部位のCNR平均値の推移.
- Fig.6 LEAD症例患者の下肢全体像.
a: 本検査における非造影FBI MRA像.
b: 2015年の造影CTA像.
- Fig.7 左大腿動脈のCPR像.
a: MR bone image. b: 加算画像.
- Fig.8 a, b: 左大腿動脈の石灰化を迂回するように発達した側副血行路. c: 2015年の造影CTA. 側副血行路は確認できない.
- Fig.9 a: 右大腿動脈のCPR像. b: 右大腿動脈のstraight view. c: bに直交するaxial像.

参考文献

- 日本循環器学会・日本血管外科学会：2022年改訂版 末梢動脈疾患ガイドライン. 10. https://www.j-circ.or.jp/cms/wp-content/uploads/2022/03/JCS2022_Azuma.pdf 2023-10-13.
- 望月康晃, 他：下肢閉塞性動脈疾患. 臨床雑誌内科, 132, 742-743, 2023.
- 守矢英和, 他：下肢末梢動脈病変. 腎と透析, 95, 301-306, 2023.
- Ohtake T, et al.: Impact of lower limbs' arterial calcification on the prevalence and severity of PAD in patients on hemodialysis. J Vasc Surg, 53, 676-683, 2011.
- 大澤沙由理, 他：侵襲的治療. 臨床透析, 31, 937-939, 2015.
- 中村克己, 他：末梢動脈のMRAでどこまでわかるか? -CTと比べた有用性および非造影MRAの有効性. 循環器ジャーナル, 67, 454, 2019.
- 大森裕子, 他：人工透析に関連する心血管疾患のCT, MRI. 臨床画像, 36, 1151, 2020.
- 日本循環器学会・日本血管外科学会：2022年改訂版 末梢動脈疾患ガイドライン. 18. https://www.j-circ.or.jp/cms/wp-content/uploads/2022/03/JCS2022_Azuma.pdf 2023-10-13.
- 山下康行：ジェネラリストを目指す人のための画像診断パワフルガイド. 341, メディカル・サイエンス・インターナショナル, 2014.
- Nakamura K, et al.: Noncontrast-enhanced peripheral MRA: technical optimization of flow-spoiled fresh blood imaging for screening peripheral arterial diseases. Magn Reson Med, 65, 595-602, 2011.
- 中村克己, 他：末梢動脈のMRAでどこまでわかるか? -CTと比べた有用性および非造影MRAの有効性. 循環器ジャーナル, 67, 458, 2019.
- 濱野 裕, 他：MR信号から考えるMR bone imagingの基礎とアプローチ. 臨床画像, 39, 435-436, 2023.
- 池田浩太郎：MR bone imaging-GRE法からZTE法まで-. 臨床画像, 39, 442-443, 2023.
- 荒木 力：決定版 MRI完全版 第2版. 613-615, 学研メディカル秀潤社, 2015.
- 渡辺 誠：2D-spiral GRE法を用いた非造影下肢MRVの有用性と撮像体位の違いによる下肢静脈描出についての基礎的検討. 日放技学誌, 68, 841-850, 2012.
- EEC Concerted Research Project: Identification and characterization of biological tissues by NMR. Concerted research project of the European Economic Community. IV. Protocols and test objects for the assessment of MRI equipment. Magnetic Resonance Imaging, 6, 195-199, 1988.
- 池田浩太郎：MR bone imaging-GRE法からZTE法まで-. 臨床画像, 39, 443, 2023.
- Miyazaki M, et al.: Peripheral MR angiography: separation of arteries from veins with flow-spoiled gradient pulses in electrocardiography-triggered three-dimensional half-Fourier fast spin-echo imaging. Radiology, 227, 890-896, 2003.
- Miyazaki M, et al.: Nonenhanced MR angiography. Radiology, 248, 20-43, 2008.