

末梢動脈のMDCT

北野 悟 高濱 潤子 丸上 永晃 東浦 渉 吉川 公彦

要 旨：末梢動脈閉塞性疾患は、高齢化の進行や糖尿病患者の増加に伴い、急速に増加している。MDCTは、骨盤下肢動脈領域の外科治療、血管内治療の適応決定に必要なTASC分類を含めた術前評価に有用であり、脈管診断の重要なツールとなっている。MDCTを使いこなすには、撮影方法、再構成法の理解が必要であり、新しい画像診断法であるdual energy CTについても解説を行う。

(J Jpn Coll Angiol, 2009, 49: 529-534)

Key words: MDCT, PAD, CTA, dual energy CT

はじめに

末梢動脈閉塞性疾患(peripheral arterial disease: PAD)は、高齢化の進行や糖尿病患者の増加に伴い、我が国でも急速に増加している。また、血管内治療の普及に伴い多くの症例が低侵襲治療の対象となったこともあり、血管内治療施行例も急速に増加している。Inter-Society Consensus for the Management of Peripheral Arterial Disease(TASC II)によるPADに対するガイドラインにおいても、臨床症状、ABIによる評価によりPADを疑う症例に対して、病変の局在の評価方法として、血管造影とならび、CT angiography(CTA)、MR angiography(MRA)、USが推奨されている¹⁾。外科治療、血管内治療の適応決定、TASC分類、術前評価に多くの症例でCTAまたはMRAが選択されており、脈管診断の重要なツールとなっている^{2, 3)}。本稿では、骨盤下肢動脈領域のMDCTを用いた撮影方法、再構成法を紹介し、新しい画像診断ツールであるdual energy CTについても解説を行う。

CT装置

検出器の多列化を行ったマルチスライスCTの登場とともに、骨盤下肢動脈領域の画像診断にCTAが広く用いられるようになってきている。検出器の列数が増加すると、撮像範囲が拡大し、広い範囲を短時間にscanできる

ようになるだけでなく、検出器の列開口幅が狭まり、スライスが薄くなり、体軸方向の空間分解能が向上してきた。4列CTの狭窄病変の診断能は、感度79~99%、特異度83~99%であり⁴⁻⁹⁾、16列CTでは、感度96~98%、特異度94~98%^{10, 11)}との報告が認められ、膝窩部以下の領域でも良好な診断能が得られている。同じ非侵襲的画像診断法であるMRAと16列CTAの比較では、CTAの診断能が同等かそれ以上であるとの報告もある^{7, 9, 12-14)}。MDCTを用いた、閉塞性病変の診断能は、検出器の幅が狭くなり、画質低下するのを防止するために、X線管球の焦点を対軸方向に高速に移動させ、物理的に配列された列数の二倍密のデータを収集する技術(Z-sharpテクノロジー)等も利用され、薄いスライスの撮影でも、信号ノイズ比の劣化を防ぐ工夫が行われている。心臓CTを中心とする、さらなる高時間分解能、高空間分解能への要求から、多列化への進化、回転の高速化が日進月歩で行われており、最近では、320列area CTと2管球CT(dual source CT)が登場した。dual source CTの出現により、新しい画像診断法であるdual energy CTが一般的に利用できるようになった。

Dual energy CT

Dual energy CTとは、2種類の異なる管電圧で撮像を行うことで、物質の解析を行う手法である。管電圧(す

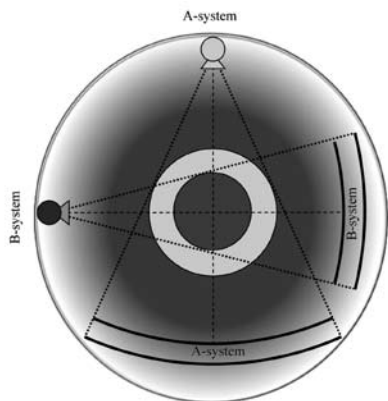


Figure 1 Dual source, dual-energy CT.

The system is equipped with two X-ray tubes and two corresponding detectors. One detector array (corresponding to tube A: 140 kV) provides a field of view (FOV) of 500 mm, while the other detector (corresponding to tube B: 80 kV) is restricted to a FOV of 260 mm.

なわちX線の平均エネルギー)を変化させると物質は、固有のCT値の変化を示す。CTの診断領域では、光電効果の影響を強く受けるため、軟部組織と比べ、骨(Ca)や造影剤(I)等の原子番号の大きいものでは、変化が大きくなるため、識別は容易となる。dual energy CTの技術そのものは、CTの開発当初より一部の領域で利用されていたものではあるが、dual source CTを用いた場合には、一方の管球より140kV、他方の管球より80kVの管電圧のX線を同時に照射しながら撮像をする事ができるようになり、CTA、dynamic CT等のように経時的に動態が変化する撮影時にもdual energyを用いたデータ収集を行えるようになった(**Fig. 1, 2**)。

撮影方法

PAD症例に対するCT angiographyを行う場合、当院では、原則として腎動脈から足背までの範囲を含めて撮像している。急性期閉塞例では、胸部から膝窩部を中心に症状にあわせて領域の選択を行っている。造影剤は、350~370mgI/mlの高濃度造影剤を3cc/秒で注入し、bolus tracking法を用いて、大動脈に造影剤の到達を確認した後、動脈相の撮像を開始している。ダブルシリンジシステムの造影剤注入器を用いて、生食の後押し注入を行う場合は、穿刺ルートから上大静脈の造影剤が有効に利用できるため、造影剤使用量の適正化

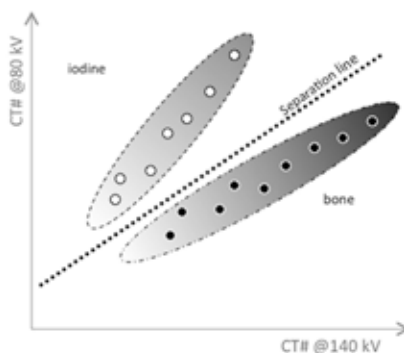


Figure 2 Two-material-decomposition.

The CT number of iodine increases much more rapidly than bone or calcium with decreasing x-ray tube voltage, which is the basis for iodine-bone separation using dual-energy CT.

や減量が可能となる。しかし、初回検査時には、循環動態や、狭窄病変の程度の評価ができていないため、撮像時に適切な造影剤濃度の維持ができないことがあり、造影剤の減量には、注意が必要である。広範な領域の撮像であり、スライス枚数も多くなるため、再構成厚は、1~1.5mmで行っている。被ばく軽減ソフトを用いることにより、被ばく量の低減を行っているが、再構成厚を薄くすると、ノイズの増加を生じるので注意が必要である。

再構成画像

撮影後の画像を用いて、冠状断面の二次元再構成画像やMIP法、volume rendering(VR)像などの三次元再構成画像の作成を行う。詳細な血管計測の必要な症例には、三次元画像よりも、元画像を含めた二次元の再構成画像やcurved planar reconstruction(CPR)を用いて、評価を行っている。

冠状断再構成は、二次元画像であるが、ビューワーを用いた読影環境では、シネ表示を行うことにより、三次元的に血管と骨との関係を把握することが可能であり、石灰化や内腔評価等の詳細な評価も可能である。しかし、蛇行が強い場合や閉塞長の計測をするためには、CPRを作成する必要がある。

VR法は、ボリューム情報から三次元再構成を行う方



Figure 3 Bone removal technique.

A: 80 kV image.

B: 140 kV image.

C: Bone removal image.

The CT number of the aorta and bone at 80 kV (A) was higher than that at 140 kV (B).

Based on the specific attenuation properties of calcium and iodine at the two different tube potentials, automatic bone and plaque subtraction were applied and bone was removed to generate a axial data set (C).

A | B | C

法であり、物体の表面だけでなく、内部情報も反映してレンダリングを行う手法である。1枚の画像で立体的な情報を把握できるため、病状説明やIVR術中のワーキングアングルの設定に有用である。奥行きが表現でき、またCT値の情報をカラー化することにより、骨除去を行わなくても、骨に重なる血管を評価できる。条件の設定により、造影の濃度や血管径により末梢の血管が描出されない場合があり、注意が必要である。

Maximum intensity projection(MIP)法は、MRAでよく使用されるテクニックである。CTでは、ワークステーション上で骨除去を行う必要があるが、壁の石灰化の分布の評価も容易であるため、よく利用されている。しかし、動脈壁の石灰化が高度になると、内腔の評価が難しくなる。

ワークステーションでの骨除去は、最近では、形態やCT値より、半自動化されてきており、動脈と骨が接している部分をのぞくと比較的容易に除去できるようになってきている。半自動化し時間短縮が図られているが、dual energy CTでは、CT値の変化より骨と造影剤を分離する手法により、bone removal MIP像(maximum intensity projection)を作成可能であるため、より簡便に骨の分離が行われている。

Bone Removal MIPアプリケーション

CTAは、骨、動脈壁の石灰化や金属ステントを同時に描出することが可能であり、外科手術やIVRの術前評価の位置関係の把握にすぐれるが、壁の石灰化が内腔の

評価を行う時には、欠点となることがある。動脈と骨が離れている部位では、比較的容易にワークステーション上で分離を行えるが、動脈と骨が近接する部分や動脈壁の石灰化は、分離するのが難しくなる。また、動脈硬化のスクリーニング検査では、血管壁の石灰化を伴う事が多く、石灰化の高度な場合には、石灰化の影響のないMRAの方が有用な場合もある。

Dual energy CTでは、管電圧の違いによるCT値の変化率より骨と造影剤を分離するため、CT値や形態、血管との連続性等を用いた骨の除去処理と異なり、骨と血管が近接した部位においても短時間に骨・造影剤分離画像が得られ、MIP像で血管を評価する事が可能となる(Fig. 3)。骨除去MIP像では、骨との分離のみではなく、動脈壁の石灰化の表示を切り替えできるようになっている。壁の石灰化が除去できるため、石灰化に左右される事なく、狭窄、閉塞の判定が可能であり、非常に有用な方法である(Fig. 4, 5)。dual energyによる骨除去CTAの方が、従来行われている骨除去CTAと比べ、感度、特異度ともに高いと報告されている^{16, 17)}が、石灰化を伴う症例では、狭窄率が過大評価されることがあり、注意が必要である¹⁸⁾。金属ステントでは、ステントの材質と構造の太さにより、骨と同様の設定で分離できるものや、金属を分離するために設定変更が必要なものがある。

合成画像(DE image composition)

Dual energy CTでは、高電圧(140 kV)と低電圧(80kV)の2組のthin slice dataを様々な割合で混合することによ

A | B | C

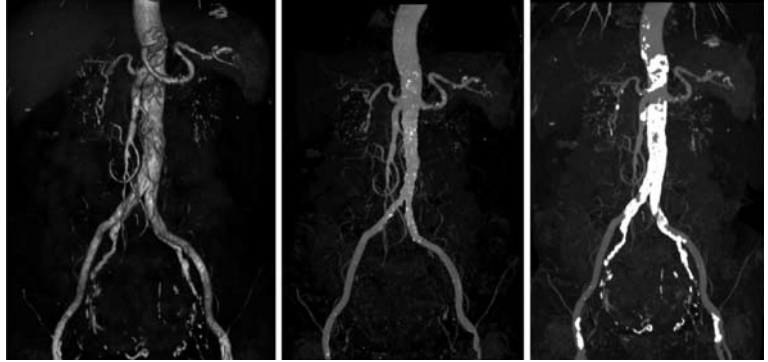
Figure 4 A 70-year-old-woman: An example of vascular calcification in a long-term hemodialysis patient.

A: VR image.

B: Bone removal MIP.

C: Bone removal MIP with hard plaque.

Volume rendering image (A) demonstrates the differentiation between calcified plaques and vessel lumen. Bone removal MIP image (B) shows vessel lumen. Bone removal MIP with hard plaque image (C) shows vessel lumen and calcified plaques.



り、コンポジット(合成)画像を作成できる。このような画像は、80から140kVの間の管電圧の疑似画像となっている。たとえば、140kV画像を70%、80kVを30%の割合で混合すると、通常画像と同等のコントラストの画像が作成できる。低電圧の割合を増加させることにより、造影剤のCT値が上昇するので、血管内の造影剤が明瞭となる。血管描出が不十分となる場合に、低電圧成分を増加させることにより、低電圧で撮像した画像と同様の効果が得られる。低電圧CTについては、同じコントラストを得るために、X線被曝が低下し、造影剤の使用量も低減することが可能とされている¹⁹⁻²¹⁾。低電圧画像は、径の細い血管の描出が明瞭になり、特にVR像で有用である(Fig. 6)。しかし、骨盤領域では、低電圧成分を増加させるにつれて、消化管の濃染が明瞭となるため、かえって血管の描出に支障をきたすため、注意が必要である。大腿部、下腿部の末梢血管領域では、血管径も細く、中枢部の閉塞性病変の影響により、描出が不良となることがあるが、このような場合には、低電圧成分を増加させると、血管の描出能が向上する。このため、通常のCT装置においても、低電圧の撮像が推奨される領域である。しかし、静脈や筋肉等の濃染も強調されるようになるので、AVMや早期静脈還流の生じる病態では、注意が必要である。

低電圧撮影、低電圧強調合成画像の利点として、CPR像の作製時に自動で血管マッピングを行う機能がワークステーションに搭載されているが、高度狭窄や閉塞部では、うまく処理できない事が多くなる。この場合でも、狭窄部の血管内腔が明瞭に表示され、血管を追尾できる範囲が広くなり、評価しやすいが、電圧を低下させるにつれて、血管内腔は、太く表示されるようになる。

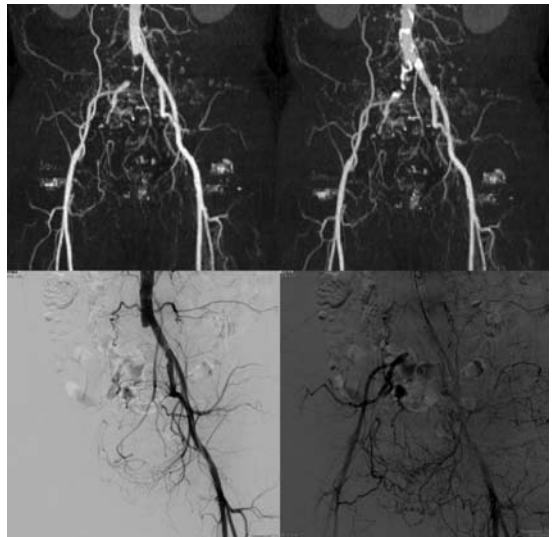


Figure 5 A 66-year-old-man with obstruction of the right common iliac artery.

A: Bone removal CTA.

B: Bone removal CTA with hard plaque.

C: Aortography.

D: Aortography.

Bone removal CT angiography (A) revealed an occlusion of the right common iliac artery. Bone removal CTA with hard plaque (B) demonstrated both calcified plaques and vessel lumen. DSA image (C, D) showed an obstruction of the right common iliac artery and collateral vessels.

A | B
C | D

腎機能低下症例

我々は、腎機能低下例においては、造影剤量を50ccに減量し、生食の50ccによる後押し注入を行い、静脈内の

造影剤の滞留を低下させている。Dual energy CTで撮像し、造影剤コントラストが低下する場合には、低電圧成分を増加させた合成画像による再構成を行う。低電圧撮像も推奨される領域であるが、透析症例等の高度石灰化病変の存在する症例では、電圧低下により、石灰化のCT値も上昇するので、注意が必要である。

Dual energy CTによる放射線被曝

2 管球を用いた撮像を行うことにより、10～20%の放射線被曝の増加が認められている。しかし、我々のファントム実験の結果では、dual energy CTの1組の画像より、合成された画像は、140kVと80kVの混合比5:5(100kV)から7:3(120kV)の範囲では、同等の画質を得るためには、CTDIvol(MDCTにおける被曝線量の指標)は、ほぼ同等であり、2 管球を使うことによる、直接的な被曝の増加は認められなかった。物質の解析には、信号ノイズ比(SNR)が高いことが重要であり、システムの改良や線量の増加(ノイズを低下)と造影剤濃度を高く保つこと(信号上昇)が必要と考えられるが、我々は、dual energy処理が必要な症例では、体重別に造影剤量を増減し、高濃度造影剤を用いて、造影剤濃度を高濃度に維持して、撮像するようにしている。

今後の展望

2 管球搭載CTにより、血行動態の変化する動脈相でdual energy処理ができ、造影剤処理や骨除去画像が容易に得られるようになった。現在、1 管球搭載のCTでも、高速に管球の電圧を変化させて、dual energy CTが可能な装置が登場している。今後、dual energy CTが可能な装置が増加することにより、骨除去CTAや低電圧強調合成画像が、一般的に応用されるようになれば、より多くの診断情報を、容易に得られるようになると考えている。

文 献

- 1) Norgren L, Hiatt WR, Dormandy JA et al: Inter-Society Consensus for the Management of Peripheral Arterial Disease (TASC II). *J Vasc Surg*, 2007, **45** (Suppl S): S5-S67.
- 2) 吉川公彦, 平井都始子, 阪口昇二 他: 血栓性病変の画像診断 閉塞性動脈硬化症の画像診断. *血栓と循環*, 2007, **15**: 286-292.
- 3) 吉川公彦, 東浦 渉, 阪口昇二 他: 腸骨・下肢動脈閉塞性疾患の診断とIVR 末梢動脈閉塞性疾患の診断から治



Figure 6 46-year-old, female.

A: 80 kV image.

B: 120 kV image.

Peripheral vessels in a low tube voltage image (80 kV) were visualized better than in a composite 120 kV image.

療: 最近の動向. *IVR会誌*, 2007, **22**: 151-156.

- 4) Ofer A, Nitecki SS, Linn S et al: Multidetector CT angiography of peripheral vascular disease: a prospective comparison with intraarterial digital subtraction angiography. *AJR Am J Roentgenol*, 2003, **180**: 719-724.
- 5) Ota H, Takase K, Igarashi K et al: MDCT compared with digital subtraction angiography for assessment of lower extremity arterial occlusive disease: importance of reviewing cross-sectional images. *AJR Am J Roentgenol*, 2004, **182**: 201-209.
- 6) Martini P, McKone E, Nakayama K: Orientation tuning of human face processing estimated by contrast matching in transparency displays. *Vision Res*, 2006, **46**: 2102-2109.
- 7) Catalano C, Fraioli F, Laghi A et al: Infrarenal aortic and lower-extremity arterial disease: diagnostic performance of multi-detector row CT angiography. *Radiology*, 2004, **231**: 555-563.
- 8) Portugaller HR, Schoellnast H, Hausegger KA et al: Multislice spiral CT angiography in peripheral arterial occlusive disease: a valuable tool in detecting significant arterial lumen narrowing? *Eur Radiol*, 2004, **14**: 1681-1687.
- 9) Edwards AJ, Wells IP, Roobottom CA: Multidetector row CT angiography of the lower limb arteries: a prospective comparison of volume-rendered techniques and intra-arterial digital subtraction angiography. *Clin Radiol*, 2005, **60**: 85-95.
- 10) Willmann JK, Baumert B, Schertler T et al: Aortoiliac and

- lower extremity arteries assessed with 16-detector row CT angiography: prospective comparison with digital subtraction angiography. *Radiology*, 2005, **236**: 1083–1093.
- 11) Albrecht T, Foert E, Holtkamp R et al: 16-MDCT angiography of aortoiliac and lower extremity arteries: comparison with digital subtraction angiography. *AJR Am J Roentgenol*, 2007, **189**: 702–711.
 - 12) Ghersin E, Karram T, Gaitini D et al: Percutaneous ultrasonographically guided thrombin injection of iatrogenic pseudoaneurysms in unusual sites. *J Ultrasound Med*, 2003, **22**: 809–816.
 - 13) Boehm T, Willmann JK, Hilfiker PR et al: Thin-section CT of the lung: does electrocardiographic triggering influence diagnosis? *Radiology*, 2003, **229**: 483–491.
 - 14) Willmann JK, Szente-Varga M, Roos JE et al: Three-dimensional images of extra-anatomic arterial bypass graft using multidetector row spiral computed tomography data with volume rendering. *Circulation*, 2001, **104**: E154–155.
 - 15) Johnson TR, Krauss B, Sedlmair M et al: Material differentiation by dual energy CT: initial experience. *Eur Radiol*, 2007, **17**: 1510–1517.
 - 16) Brockmann C, Jochum S, Sadick M et al: Dual-energy CT angiography in peripheral arterial occlusive disease. *Cardiovasc Intervent Radiol*, 2009, **32**: 630–637.
 - 17) Meyer BC, Werncke T, Hopfenmüller W et al: Dual energy CT of peripheral arteries: effect of automatic bone and plaque removal on image quality and grading of stenoses. *Eur J Radiol*, 2008, **68**: 414–422.
 - 18) Watanabe Y, Uotani K, Nakazawa T et al: Dual-energy direct bone removal CT angiography for evaluation of intracranial aneurysm or stenosis: comparison with conventional digital subtraction angiography. *Eur Radiol*, 2009, **19**: 1019–1024.
 - 19) Nakayama Y, Awai K, Funama Y et al: Lower tube voltage reduces contrast material and radiation doses on 16-MDCT aortography. *AJR Am J Roentgenol*, 2006, **187**: W490–W497.
 - 20) Nakayama Y, Awai K, Funama Y et al: Abdominal CT with low tube voltage: preliminary observations about radiation dose, contrast enhancement, image quality, and noise. *Radiology*, 2005, **237**: 945–951.
 - 21) Funama Y, Awai K, Nakayama Y et al: Radiation dose reduction without degradation of low-contrast detectability at abdominal multisection CT with a low-tube voltage technique: phantom study. *Radiology*, 2005, **237**: 905–910.

Multidetector CT Angiography in the Assessment of Peripheral Arterial Occlusive Disease

Satoru Kitano, Junko Takahama, Nagaaki Marugami, Wataru Higashiura, and Kimihiko Kichikawa

Department of Radiology, Nara Medical University, Nara, Japan

Key words: MDCT, PAD, CTA, dual energy CT

Peripheral arterial disease (PAD) is common among older people because it often results from atherosclerosis. It is more common in people who have diabetes. Multi-detector row computed tomography (MDCT) is an important non-invasive diagnostic tool for the assessment of all treatment-relevant morphologic information on PAD (degree, length, and number of stenoses) compared to DSA. Dual-source CT is a new non-invasive, diagnostic tool that visualizes the aorta and peripheral artery. In the dual-energy mode, two x-ray sources can be operated simultaneously at different kV levels. The results are two spiral data sets acquired in a single scan, providing diverse information that allows us to differentiate, characterize, isolate, and distinguish the imaged tissue and material. Dual energy bone removal is a fast and reliable way to segment iodine contrast-enhanced vessels. Bone removal CTA and composite image CTA are promising methods for evaluating peripheral runoff.

(J Jpn Coll Angiol, 2009, **49**: 529–534)