

Dual Energy CTにおける仮想単色X線画像を使用した大動脈CT-Aの造影剤減量に関する検討

笠井 洋平 赤川 拓也 福井 義治

徳島赤十字病院 放射線科部

要 旨

Dual Energy CTで作成できる仮想単色X線画像 (VMI) は、2種類の異なるX線エネルギーを利用して仮想的に低エネルギーの画像を作成し、造影効果を高めることができる。大動脈CT-Aの使用造影剤量は、体重当たりの造影剤注入速度を規定するFractional Dose (FD法) で撮影するのが一般的であるが、どの程度減量できるか指標がない。本研究の目的はVMIとFD法を用いて大動脈CT-Aを撮影する際の最適な造影剤減量率を検討することである。

対象はVMIとFD法を用いて造影剤を減量し大動脈CT-Aの撮影を行った17名とした。造影効果の評価方法は、FD: 10~7 mgI/kg/secのVMI画像70, 60, 50, 40 keVで行った。大動脈弓部、腹部大動脈のCT値とSDを、また肝実質のSDを測定し、CNRを算出した。

その結果、VMI 40keVでCT値300HUに達したのは17例中16例だった。VMIのエネルギーが低いほどSDは高くなったが、それ以上にCT値が高くなったためCNRは向上した。最も造影剤を減量できた時は腹部大動脈で-76.7%まで減量でき、FD: 7 mgI/kg/sec, VMI: 47keVの時にCT値300HUを超えた。

以上から、動脈相のみで診断可能な患者ではFD: 7 mgI/kg/secで造影剤減量率を最大-76.7%まで減らすことができ、VMI: 47keVを作成するとCT値を確保しつつノイズの影響が少ない画像を作成できる。

キーワード: X-ray CT, dual energy CT, fractional dose, virtual monochromatic spectral image, CT values

1. 緒 言

近年、X線CT装置の性能向上は著しく、2~3 secで体幹部を高速撮影可能なほか、超高分解能化、Deep Learningによる画像再構成技術などによって、適応検査の拡大や超高精細画像、被ばく低減化などが可能になってきており、CT分野の技術は常に発展している。また、2種類の管電圧を使った新しいCT装置であるDual Energy CT (DECT) が普及してきている。1975年のCT 開発当初から研究されていたDECTの技術¹⁾は、現在では各CTメーカーにより多様な画像収集技術が開発されている。例えば、1つのX線管で高速に管電圧を切り替える管電圧スイッチング方式、2つのX線管と対応する2組の検出器を用いて同時に異なる管電圧で収集する2管球方式、2層検出器により1層目で低エネルギーを、2層目で高エネルギーを検出する2層検出器方式、また1回転

毎に高エネルギーと低エネルギーを切り替える2回転方式など多岐にわたる収集方法がある^{2)~4)}。

一般的に、造影CTで腹部などの実質臓器を観察する時には、体重当たりのヨード量で造影剤量を規定して撮影する。これに対して、血管の評価である大動脈CT-Aは体重当たりのヨード注入速度で造影剤注入速度を規定するFractional Dose法 (FD法) を指標に撮影することが推奨されている⁵⁾。大動脈CT-Aを撮影する時、腎機能が低下している患者に対しては造影剤量を減量することが求められるが、撮影する管電圧を低くすることで造影効果を高めることが可能となる。例えば、管電圧を120kVから80kVに下げると造影剤のCT値が1.7倍に上昇するなど管電圧と造影剤のCT値との関係がある程度規定されている²⁾。

Single Energy CTでは低電圧撮影の限界があり、より減量できる方法としてDECTにおける仮想単色

X線画像 (virtual monochromatic spectral image : VMI) が期待されている^{9)~11)}。VMIは、2種類の異なるX線エネルギーを利用して仮想的に低エネルギーの画像を作成し、造影効果を高めることが可能となる。しかし、VMIは造影剤をどの程度減量できるかの指標が示されていない。本研究の目的はFD法とVMIを用いて大動脈CT-Aを撮影する際の最適な造影剤減量率を検討することである。

2. 方法

2-1 対象

2022年1月から2022年7月の期間に、大動脈解離や大動脈瘤と診断後に施行された大動脈CT-Aおよび、それらの定期的なフォローアップのために施行された大動脈CT-Aを合わせた17例を後ろ向きに検討した。17例全ての患者に腎機能障害があり、造影剤減量を指示されたものであった。対象となった患者のフローチャートを図1に示す。撮影範囲は17例のうち、9例が胸腹骨盤部、8例が腹骨盤部だった。そのほか、15例が大動脈瘤、2例が大動脈解離であった。また、大動脈瘤術前4例、術後11例、大動脈解離術後2例だった。

2-2 使用装置・機器

CT装置はX線管球を2対搭載するSOMATOM Drive (Siemens Healthineers) を使用した。DECTで撮影した画像をSiemensの画像処理端末であるSyngo.viaを用いてVMI画像を作成した。造影剤注入器はDual shot GX7 (根本杏林堂) を使用した。

2-3 撮影条件

撮影条件は、管電圧：A管球：100kV、B管球：Sn 140kV、管電流はSiemensの自動管電流制御機構 (AEC) であるCARE Dose 4Dを使用しRef.mAs：A管球：120mAs、B管球：93mAsに設定し、コリメーション幅：0.6mm×64列、ピッチファクタ：0.9、ローテーションタイム：0.28s/rotで撮影した。

2-4 画像再構成条件

画像再構成条件はスライス厚：1.0mm、再構成間隔：0.5mm、再構成関数：Qr40 (DE用軟部関数)、逐次近似応用再構成であるADMIREの強度を：Strength3で設定した。DFOVは患者の体格に合わせて体表を含むように設定した。全ての患者で70、60、50、40keVのVMI画像を作成した。

2-5 造影剤注入条件

造影剤は240~300mgI/mlを使用した。造影剤注入方法は造影剤のみの注入である一段注入法と、造影剤と生理食塩水を同時に注入する希釈注入法を用いた。一段注入法は、撮影範囲が胸部~骨盤部の時では20秒間、腹部~骨盤部では16秒間造影剤を注入後、40mlの生理食塩水を造影剤と同じ速度で注入した。希釈注入法は一段注入法で注入速度が2.0ml/secを下回る時に希釈割合を (造影剤：生理食塩水=5：5) とした。また、希釈割合 (造影剤：生理食塩水=5：5) で注入速度が2.0ml/secを下回る時に希釈割合 (造影剤：生理食塩水=3：7) で注入した。希釈注入法の注入時間と生理食塩水の後押しは一段注入法と同じだった。

一段注入法および希釈注入法のFD法における造影剤量は、医師に造影剤減量を指示された内容からFractional Dose：10~7 mgI/kg/secを患者毎に設定して撮影した。撮影タイミングはbolus tracking法を使用し、心臓4腔面を撮影しながら患者毎の循環動態を確認後に最適なタイミングを測って撮影した。

2-6 評価方法と画質

造影効果の評価方法は、患者毎に作成した70~40keVのVMI画像の大動脈弓部と腹部大動脈 (腎動脈部) のCT値とSD (Standard Deviation) を測定した。CTにおけるSDはCT値のばらつきを表す。大動脈弓に30mm²のRegion of Interest (ROI) を、腹部大動脈に20mm²のROIを置きCT値を測定した。CT値、管電圧、FDの関係とVMIのエネルギー、SDの関係を指数近似曲線で示し、決定係数を算出することで評価した。決定係数はR²>0.5を相関ありとした。また、大動脈CTAを評価する際の目標CT値としてBaeらは血管内CT値が300~350HUは必要だと報告していることから、VMI：40keVでCT値が300HUに達しないものを造影効果不足と定義した^{12)、13)}。

2-7 CNR (Contrast to Noise Ratio)

VMIにおける70keVがシングルエナジーにおける120kVpに相当すると言われているためVMI：70keVを基準とした¹⁴⁾。VMIは任意にエネルギーを変更可能であり、基準の画像 (VMI：70keV) から画質が変化する。主に造影効果とノイズを評価するためにCNRを用いた。CNRの算出式は以下のとおりである。

$$CNR = \frac{ROI_M - ROI_B}{SD_B}$$

ここで、ROI_Mは大動脈内のCT値、ROI_BとSD_Bは肝実質のCT値とSDである。実際に測定した画像を図2に示す。測定部位の影響を減らすため、肝実質の測定は可能な限り肺の影響を受けないように尾側を測定した。また、肝臓内の血管と胆管の影響を受けないように回避して測定した。肝実質に20mm²～50mm²のROIを置き、CT値とSDを3回測定し平均値を算出した。統計解析は、VMI：70keVおよび40keVにおけるそれぞれFDと平均CNRを算出し、両側t検定を用いて評価した。統計学的有意差の検定基準は、p<0.05とした。

3. 結果

3-1 患者毎のVMIとCT値の関係

患者毎にVMI：70～40keVのCT値を測定し、そこから算出した指数近似式と決定係数を表1に示す。どの患者においても、決定係数が0.99を超えていた。

3-2 FDにおけるVMI：70～40keVのCT値

FDにおけるVMI：70～40keVのCT値との関係を部位毎に図3と図4に示す。図3は件数が1件のみのデータは除外している。各部位においても、VMIのエネルギーが低くなるとCT値が上昇した。また、決定係数は全てR²>0.5以上を示しており強い相関を示し

た。また、VMI：40keVでCT値300HUに達しない条件は腹部～骨盤部CT-Aの時にFD：8mgI/kg/secの1例のみだった。

3-3 VMIとSDの関係

各部位のVMIとSDの関係を図5に示す。VMIの電圧が低くなるとSDが大きくなった。また、大動脈弓部のSDは腹部大動脈のSDより全体的に低くなった。SDは10.1～88.8で推移した。

3-4 VMIにおけるFD別のCNR

各部位のVMI：70～40keVの平均CNRを図6に示す。VMIのエネルギーが低いほど平均CNRは高くなった。また、同じVMIでも胸部～骨盤部の方が平均CNRは高くなった。

腹部大動脈のVMI：70keVと40keVの時にFD：10～7mgI/kg/secの平均CNRを図7に示す。FDが高くなると平均CNRは高くなっているが、FD：9mgI/kg/secの時にCNRが一番高くなっている。両側t検定のp値はp<0.05であり統計学的有意差を認めた。

3-5 FD：10～7mgI/kg/secの造影剤減量率

造影剤を減量するプロトコルを使用した時と減量しない時の比率を表2に示す。FDを低くすると造影剤使用量は少なくなり、最も少ない造影剤で撮影したのは腹部～骨盤部をFD：7mgI/kg/secで撮影した時で、基準と比較して-76.7%の造影剤量で撮影した。

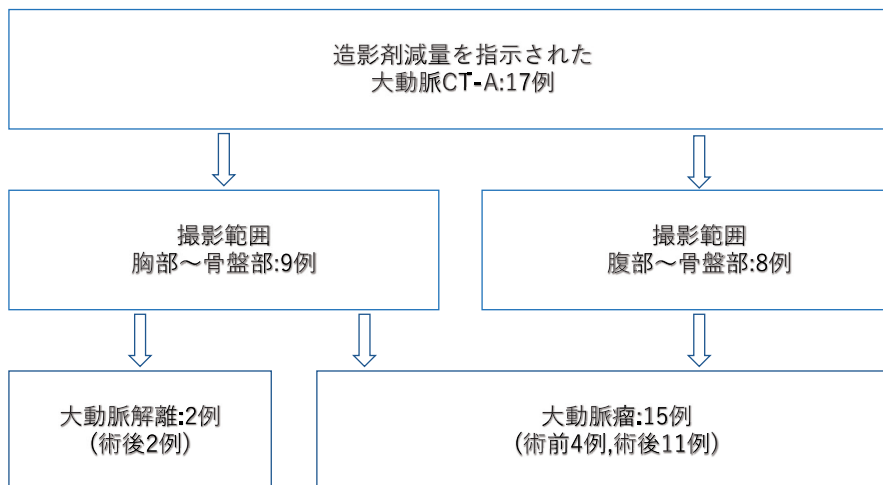


図1 対象となった患者のフローチャート

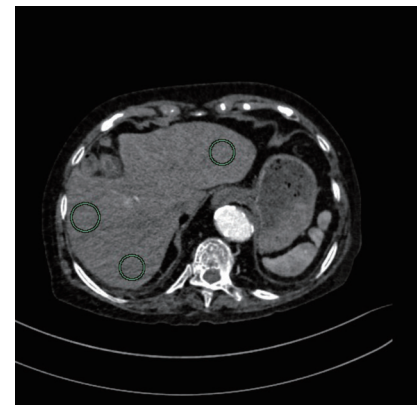


図2 CNRを測定した例
(VMI 50keV: ROI_BとSD_Bの測定)

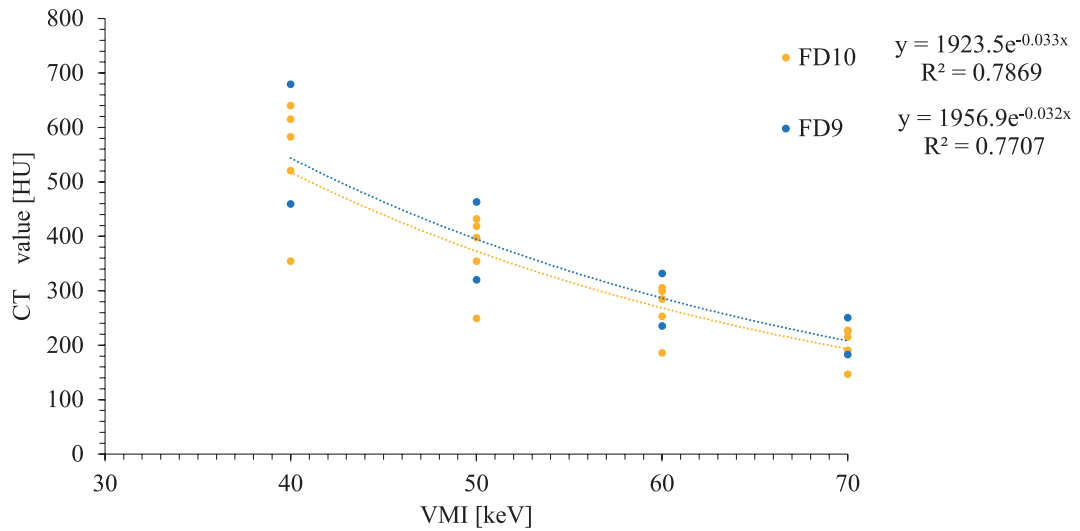


図3 FD:10~9 mgI/kg/secのVMIとCT値の関係 (大動脈弓)

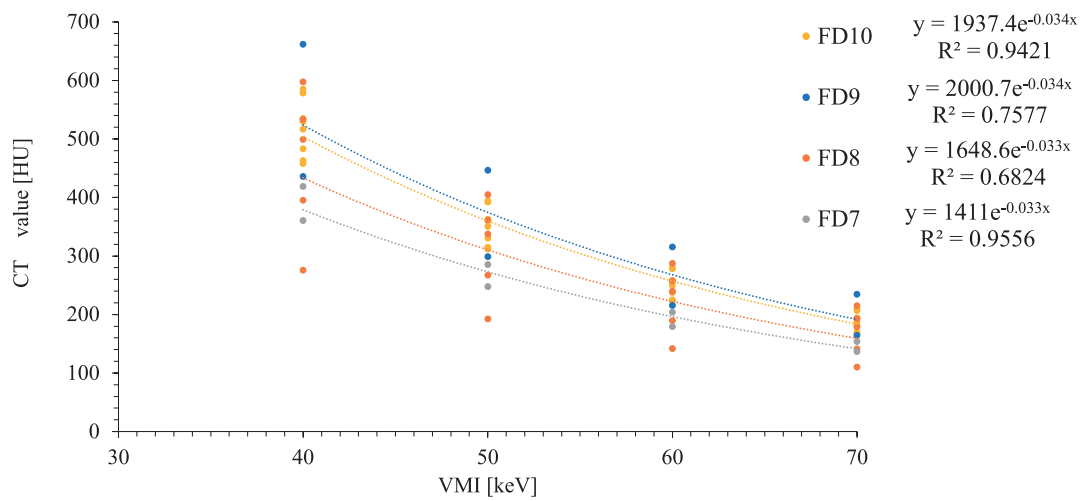


図4 FD:10~7 mgI/kg/secのVMIとCT値の関係 (腹部大動脈)

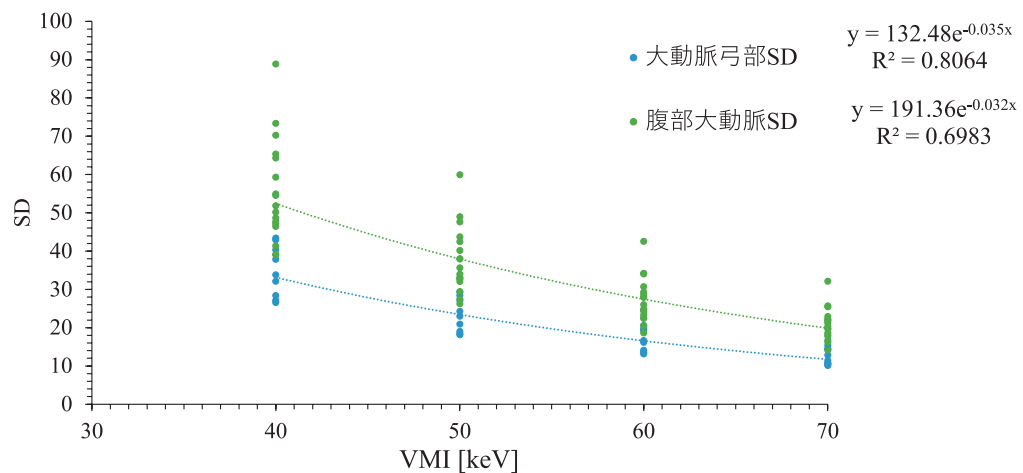


図5 部位別のVMIとSDの関係

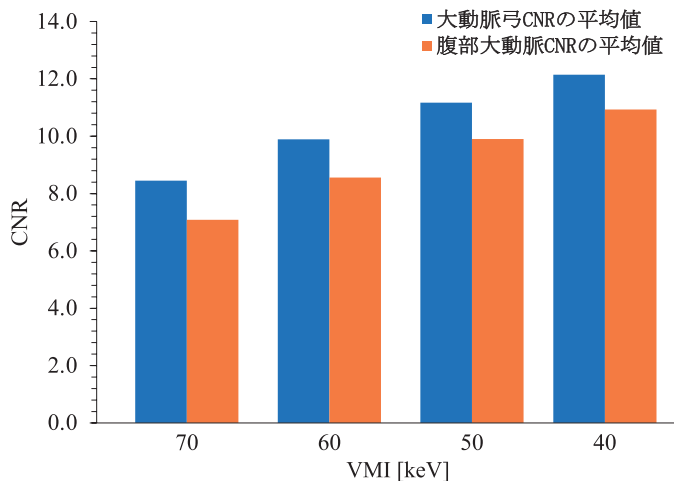


図6 部位別のVMIとCNRの関係

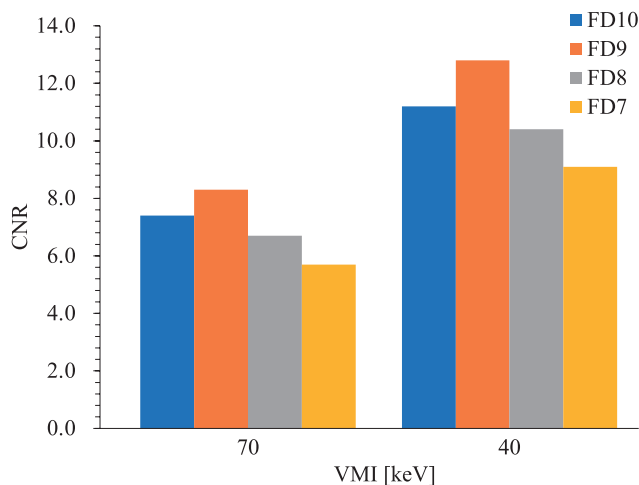


図7 腹部大動脈のVMI: 70keV, 40keVにおけるFD: 10~7 mgI/kg/secの平均CNR

表1 VMI: 70~40keVのCT値から得た指数近似式・決定係数

FD(mgI/ml/sec)	患者No	大動脈弓		腹部大動脈	
		関数(y)	決定係数(R ²)	関数(y)	決定係数(R ²)
7	13	/	/	1278.6e ^{-0.032x}	0.9951
	14	1396.2e ^{-0.031x}	0.9944	1557.2e ^{-0.033x}	0.9958
8	5	/	/	1520.4e ^{-0.034x}	0.9962
	6	/	/	2021.2e ^{-0.034x}	0.9961
	8	/	/	1913.4e ^{-0.034x}	0.9962
	9	2267.1e ^{-0.034x}	0.996	2275e ^{-0.034x}	0.9961
9	17	/	/	910.38e ^{-0.031x}	0.994
	1	2504.9e ^{-0.033x}	0.9957	2572.5e ^{-0.035x}	0.9964
10	11	1528.7e ^{-0.031x}	0.9942	1556e ^{-0.032x}	0.9953
	2	1113.6e ^{-0.029x}	0.9932	1980e ^{-0.034x}	0.9959
	3	/	/	1947.1e ^{-0.034x}	0.996
	4	2287.2e ^{-0.033x}	0.9958	2288.7e ^{-0.035x}	0.9964
	7	2483.4e ^{-0.035x}	0.9964	2185.6e ^{-0.034x}	0.996
	10	2147.6e ^{-0.033x}	0.9957	2016.6e ^{-0.034x}	0.996
	12	/	/	1694.3e ^{-0.033x}	0.9957
	15	1938.5e ^{-0.034x}	0.9958	1749.3e ^{-0.033x}	0.9954
	16	/	/	1722e ^{-0.033x}	0.9958

表2 FD: 10~7 mgI/kg/secの造影剤減量率

FD(mgI/ml/sec)	胸部~骨盤部の造影剤減量率(%)	腹部~骨盤部の造影剤減量率(%)
16(基準)	0	0
10	-58.3	-66.7
9	-62.5	-70.0
8	-66.7	-73.3
7	-70.8	-76.7

※注入時間 基準: 30sec, 胸部~骨盤部: 20sec, 腹部~骨盤部: 16sec

表3 腹部大動脈のFD: 10~7 mgI/kg/secの時CT値が300HU以上となる平均VMI

FD(mgI/kg/sec)	Average VMI(keV)
10	54
9	56
8	54
7	47

4. 考 察

本研究では、VMIを用いた大動脈CT-Aにおける造影剤の使用量減量を検討し、CNRにより画質を評価した。

造影理論ではFDが高くなると時間と体重当たりの造影剤量が増えるため、CT値は高くなる⁵⁾。図3と図4から、FD:10~7mgI/kg/secのVMIとCT値の関係はFDが高くなるとCT値が概ね高い推移を示したが、FD:10mgI/kg/secとFD:9mgI/kg/secではFD:9mgI/kg/secの方が少し高いCT値の近似曲線を示した。FD:10~7mgI/kg/secにおいて $R^2>0.5$ 以上となり、全てのFD:10~7mgI/kg/secのVMIとCT値の関係において強い相関を示した。今回の結果は、FD:9mgI/kg/secで撮影した件数が2件と最も少なく、2件のうち両方ともCT値を高く撮影できたためFD:10mgI/kg/secよりも高いCT値の近似曲線を示したと考える。

大動脈CT-Aを評価する際の目標CT値としてBaeらは必要な血管内CT値が300~350HUとしている^{12), 13)}。今回測定した患者の中で、VMI:40keVでCT値が300HUを超えていたのは17例中16例だった。この16例のうち、VMI:40keVで最も低いCT値はFD:7mgI/kg/sec、腹部~骨盤部CT-Aの時に360.8HUであった。つまり、FD:7mgI/kg/secでも大血管CT-Aを評価するのに十分な造影効果を確保することができていた。また、VMI:40keVでCT値300HUに達しないのはFD:8mgI/kg/sec、腹部~骨盤部CT-Aの時の1例のみであり、VMI:40keVでCT値は275.9HUであった。循環動態、心拍出量など患者の要因もしくは撮影タイミングなどの撮影技術によって、FD:8mgI/kg/secでもCT値300HUを下回る可能性があることを示唆している。

表2にFD:10~7mgI/kg/secの造影剤減量率を示した。当院の造影剤を減量しない注入方法は一段注入法であり、FD:16mgI/kg/secで設定し、注入時間は30secであった。今回の研究のうち、造影剤を最も減量できた時はFD:7mgI/kg/sec、VMI:40keVで腹部大動脈の平均CT値が390HUであり、-76.7%の造影剤減量率で撮影できた。大動脈CT-Aで許容できる最低CT値が300HUであるため、FD:7mgI/kg/sec、VMI:40keVの時にCT値で考えると300HUまで約20%造影剤量を減量できる余地がある。FD法にお

ける造影剤量で考えると、FD:5.6mgI/kg/secまで減量できる余地があり、減量率は最大-81.3%となる可能性が考えられる。

本研究では、画質評価として大動脈と肝実質のSDを測定し、CNRを算出した。部位別のVMIとCNRの関係を図6に示しており、大動脈弓部のSDは腹部大動脈のSDより全体的に低くなった。肺が測定スライスに含まれると肺が含まれない時と比較してX線減弱が少なくなるため、大動脈はCT値が高くなりSDが低くなる傾向がある。また、CTにおける管電流はAECにより制御されており、どの撮影部位でもある程度設定したSDに近づくように調節されている。今回の研究では大動脈弓部の測定スライスは肺野が含まれるため、腹部大動脈と比較して管電流を減らすようにAECが制御している。しかし、AECを使用してもSDを完全に一定とするほどの制御は不可能であるため、肺野の影響は無視できず、大動脈弓部のSDは腹部大動脈のSDより全体的に低くなったと考える。また、AECにより管電流は制御されノイズは一定に近づかずであるが、患者の体格に応じてAECが上手く管電流を制御できなかった可能性があるため、AECの設定を見直す必要がある。さらに、低エネルギーのVMIでは各撮影部位でのCNRの結果が改善されている。Wangらが報告している研究によると、これは低エネルギーのデータでVMIを再構成する過程で発生する画像ノイズの増加をある程度抑制しているからである¹⁵⁾。したがって、VMIは画像のCNRを向上させるのに効果的である。

腹部大動脈のVMI:70keV、40keVにおけるFD:10~7mgI/kg/secの平均CNRを図7に示している。VMI:70keV、40keVにおいてFDが高くなるほど造影効果が高くなるため、平均CT値が高くなりCNRが高くなると想定していた。しかし、実際にはFD:9mgI/kg/secの時に最もCNRが高くなっていましたが、これは、FD:9mgI/kg/secで撮影した2件でCT値を高く撮影できたことが一因に考えられる。

図5と図7から、VMIのエネルギーが低くなるとCT値は上昇するが相対的にノイズが増えており、CNRは向上しているがSDは高くなった。つまり、VMIのエネルギーを常に低くすることは画像の劣化を引き起こすため、VMIを作成する時は可能な限りCT値を損わず、ノイズの少ない画像を作成できるエネルギーを設定することが求められる。CT値とノ

イズ量を両立するため、表1のデータから腹部大動脈のFD: 10~7 mgI/kg/secにおけるCT値が300HU以上となる平均VMIを表3に示した。大動脈CT-Aの必要最低限のCT値300HUを満たすVMIのエネルギーを患者毎に設定することでCT値を確保しつつノイズの影響が少ない画像を作成できる。

今回の研究の限界として、大動脈弓および腹部大動脈の早期相の評価のみであり、平衡相の評価は行っていない。大動脈CT-Aを撮影する目的は動脈相で血管の性状を評価し、平衡相でTEVARもしくはEVAR術後のエンドリークなどが生じていないかを評価する。今回の研究では、造影剤を多く減量できるのは動脈相のみで診断可能な時に限定され、平衡相での診断が必要な症例に造影剤を減量する検討は行っていないため、減量する際は症例を十分検討する必要がある。画質評価はSD, CNRで評価したが、大動脈CT-Aを撮影した時の血管内のCNRの評価の基準がなく、VMIのエネルギーが低い時のSDの増加、CNRがどこまで診断に影響するか考慮すべきである。また、画質の更なる評価方法としてVMIのエネルギーを変更した時のノイズ特性を周波数毎に解析が可能であるNPS (Noise Power Spectrum) を測定し解析する方法がある。今回の研究ではNPSによる評価を行っておらず、より詳細なノイズ特性の評価を行う余地がある。

5. 結 語

本論文ではVMIとFD法を用いて大動脈CT-Aを撮影する際の造影剤減量率を検討することだった。動脈相のみで診断可能な患者に対しては、FD: 7 mgI/kg/secで造影剤減量率を最大-76.7%まで減らすことができ、VMI: 47keVを作成するとCT値を確保しつつノイズの影響が少ない画像を作成できる。

6. 利益相反

本論文に関して、開示すべき利益相反なし。

7. 文 献

1) Rutherford RA, Pullan BR, Isherwood I: Measurement of effective atomic number and electron

density using an EMI scanner. *Neuroradiology* 1976; 11: 15-21

2) 上野恵子, 陳克敏, 劉愛連, 他編「スペクトラルCT 基本原理と臨床応用」, 東京; 学研メディカル秀潤社 2013

3) Alvarez RE, Macovski A: Energy-selective reconstructions in X-ray computerized tomography. *Phys Med Biol* 1976; 21: 733-44

4) 原孝則, 市川勝弘: CTにおける技術革新と画像の物理特性. *医物理* 2013; 33: 192-201

5) 寺澤和晶編「CT造影技術」, 東京; メディカルアイ 2013

6) Yamashita Y, Hirai T, Yanaga Y, et al: Comparison of standard- and low-tube voltage MDCT angiography in patients with peripheral arterial disease. *Eur Radiol* 2010; 20: 2758-65

7) Zhang WL, Li M, Zhang B, et al: CT angiography of the head-and-neck vessels acquired with low tube voltage, low iodine, and iterative image reconstruction: clinical evaluation of radiation dose and image quality. *PLoS One* 2013; 8: e81486

8) Nakaura T, Nagayama Y, Kidoh M, et al: Low contrast dose protocol involving a 100 kVp tube voltage for hypervascular hepatocellular carcinoma in patients with renal dysfunction. *Jpn J Radiol* 2015; 33: 566-76

9) 笹森大輔, 野中雅, 高橋明, 他: 脳動脈瘤コイル塞栓術後CT Angiographyにおける単色X線等価画像を用いたエネルギーサブトラクション処理の基礎的検討. *日放線技会誌* 2013; 69: 1225-31

10) Lin XZ, Miao F, Li JY, et al: High-definition CT Gemstone spectral imaging of the brain: initial results of selecting optimal monochromatic image for beam-hardening artifacts and image noise reduction. *J Comput Assist Tomogr* 2011; 35: 294-7

11) Yamada M, Jinzaki M, Kuribayashi S, et al: Beam-hardening correction for virtual monochromatic imaging of myocardial perfusion via fast-switching dual-kVp 64-slice computed tomography: a pilot study using a human heart specimen. *Circ J* 2012; 76: 1799-801

12) Bae KT, Heiken JP: Scan and contrast adminis-

- tration principles of MDCT. Eur Radiol 2005 ; 15 : E46-59
- 13) Bae KT, Seeck BA, Hildebolt CF, et al : Contrast enhancement in cardiovascular MDCT: effect of body weight, height, body surface area, body mass index, and obesity. AJR Am J Roentgenol 2008 ; 190 : 777-84
- 14) Jacobsen MC, Schellingerhout D, Wood CA, et al : Intermanufacturer Comparison of Dual-Energy CT Iodine Quantification and Monochromatic Attenuation: A Phantom Study. Radiology 2018 ; 287 : 224-34
- 15) Wang T, Kudo H, Yamazaki F, et al : A fast regularized iterative algorithm for fan-beam CT reconstruction. Phys Med Biol 2019 ; 64 : 145006

Reduction of Contrast Dose in Computed Tomography Angiography of Large Vessels by Virtual Monochromatic Image of Dual Energy Computed Tomography

Yohei KASAI, Takuya AKAGAWA, Yoshiharu FUKUI

Department of Radiological Technology, Tokushima Red Cross Hospital

A virtual monochromatic image (VMI), which can be produced by dual energy computed tomography, uses two different X-ray energies to produce a virtual low-voltage image to enhance the contrast effect. The amount of contrast agent used in aortic computed tomography angiography (CT-A) is generally determined using the fractional dose (FD) method, which defines the injection rate of contrast agent per body weight. However, there is no indication of how much the amount of contrast agent can be reduced. This study aimed to investigate the optimal contrast reduction rate for aortic CT-A imaging using VMI and the FD method.

This study included 17 patients who underwent aortic CT-A imaging with contrast reduction using VMI and the FD method. The contrast effect was evaluated using VMI at 70, 60, 50, and 40 keV with a FD of 10-7 mgI/kg/s. The CT values and SD of the aortic arch and abdominal aorta and the SD of the liver parenchyma were measured, and the CNR was calculated.

A CT value of 300 HU was obtained in 16 of 17 cases with VMI at 40 keV. The lower the VMI voltage, the higher the SD, and the better the CNR. The lowest contrast dose was achieved in the abdominal aorta at -76.7%, and the CT value exceeded 300 HU at a FD of 7 mgI/kg/s and VMI voltage of 47 keV.

In patients who can be diagnosed only in the arterial phase, a FD of 7 mgI/kg/s can reduce the contrast loss rate to a maximum of -76.7%, and a VMI voltage of 47 keV can produce images with low noise effects while ensuring CT values.

Key words : X-ray CT, dual energy CT, fractional dose, virtual monochromatic spectral image, CT values

Tokushima Red Cross Hospital Medical Journal 28 : 138-146, 2023
