

多列検出器型コンピュータ断層撮影 (CT) 装置を用いた非放射性キセノン肝血流動態検査： らせん走査を用いた呼吸性移動補正の試み

田 村 彰 久

広島大学大学院医歯薬学総合研究科展開医科学専攻病態情報医科学講座
(指導：伊藤勝陽教授)

受付：平成14年12月27日

受理：平成15年2月10日

コンピュータ断層撮影 (CT) 検査における非放射性キセノン血流動態検査 (キセノン CT 検査) は脳血流測定方法として古くから用いられている手法であり, 躯幹部臓器への応用に関してもいくつかの報告が見られる。しかしキセノン CT 検査では経時的に撮像を繰り返すため, 肺や上腹部領域において, 呼吸深度の差異に起因する臓器の位置の不一致が血流マップ作成上の問題点として指摘されている。本研究では多列検出器型 CT 装置 (MDCT) のらせん走査を用いた呼吸性移動の補正を目的とし, ファントム実験による撮像条件の検討に引き続き, 臨床例への応用と妥当性の検証を行った。

ファントム実験では, MDCT における軸位撮像の CT 値の変動は単検出器型 CT による軸位撮像と比較して大きかった。一方, らせん走査では CT の変動は小さかったが, 大きな寝台移動速度ではアーチファクトが著明であった。管電圧に関しては 80 kV と 120 kV で CT 値の変動に有意な差は認められなかった。従って臨床応用では管電圧 80 kV, 小さな寝台移動速度によるらせん走査を採用することとした。

臨床応用では, 7例に対してらせん走査による呼吸性移動の補正の有用性を検討した。全例において呼吸性移動が認められたが, いずれの症例についても, らせん走査により得られた再構成画像を使用することにより呼吸性移動の補正が可能であった。算出された肝血流マップ上の有効なピクセル数は, 呼吸性移動の補正を用いることで補正のない場合と比較して 1.1-46.0% 増加し, 特に肝辺縁部でのピクセル数の増加が著明であった。

MDCT は高い CT 値の再現性を有し, 連続したデータ収集により呼吸性移動の補正が可能であることから, キセノン CT 検査による肝局所血流測定法の有用性を向上する可能性が示唆された。

Key words : 肝血流測定, キセノン CT 検査, らせん走査, 多列検出器型 CT

近年, 画像診断装置による肝局所血流測定の試みとして核医学¹⁷⁾, 磁気共鳴画像⁸⁾, コンピュータ断層撮影 (CT)^{7,9)}を用いた報告が数多くなされているが, 標準的な手法は確立されていない。

非放射性キセノン血流動態検査 (キセノン CT 検査) は, 非放射性キセノンガスを吸入しながら経時的に CT を繰り返し撮像し, その体内動態を CT 値の変化として追跡, 解析することにより, 関心領域の局所血流を得る手法である。体動や呼吸運動の影響を受けにくい脳についてはキセノン CT 検査が血流測定方法と

して古くから応用されている。

一方, 上腹部臓器への応用については Gur らが肝, 腎に関して報告したが^{3,4)}, 動脈血流, 門脈血流の分離は不可能で, また当時の CT 装置では, 装置の制約から広範囲の撮像が困難であった。その後 Sase らは肝の動脈血流と門脈血流をそれぞれ分離計測する新たな計算手法を提案したが¹⁴⁾, これらはいずれも軸位撮像によるものである。

キセノン CT 検査では, 各時相における画像からキセノン吸入前の基準画像をサブトラクションし, ピク

セルごとの CT 値の増減を求める必要があり、高精度の位置再現性が要求される。しかし、上腹部臓器におけるキセノン CT 検査では経時的に撮像を繰り返す際に生じる呼吸性移動が問題となり、従来の方法では、呼吸深度の違いで大きく移動した画像は血流計算に使用できない。

近年、一回の検出器回転で複数の断面を撮像可能な多列検出器型 CT 装置 (MDCT) が開発され、体軸方向に広範囲の連続データを取得することが可能となり、著者は連続データによる呼吸性移動の補正の可能性に着目した。そこで問題となるのは測定された CT 値の信頼性である。すなわちキセノン CT 検査で生じる CT 値の変化は数 HU 程度に過ぎないので、MDCT において経時的撮像の間および体軸方向の断面間における CT 値の再現性が良いことが前提となる。

本研究では、ファントム実験系による検討において MDCT の物理的特性を調査し、至適撮像条件を決定した後、引き続き、臨床例への応用結果に基づき、らせん走査による呼吸性移動の補正の妥当性についての検証を行った。

対象と方法

1. ファントム実験

使用 CT 装置は MDCT (4 列) として LightSpeed QX/i (General Electric Medical Systems, Milwaukee, WI, USA), 比較対照となる単検出器型 CT 装置 (SDCT) として HiSpeed Advantage (General Electric Medical Systems, Milwaukee, WI, USA) を用いた。経時的撮像の間および体軸方向の断面間の CT 値の再現性を検証するために均一ファントムとして Catphan phantom (The Phantom Laboratory, Salem, NY, USA) を用いた。また、骨や肺による影響も含めて検討するために人体ファントムとして PBU-S-2 (京都科学, 京都) を用いた。各々のファントムを MDCT, SDCT にて撮像した。

(1) 均一ファントム

(a) 撮像方法

撮像条件は、MDCT では軸位および撮像中の寝台移動速度を 15 mm, 30 mm とした。ここで寝台移動速度とはらせん走査撮像における管球一回転あたりの被写体の体軸方向の移動速度を意味する。SDCT では、従来の撮像法である軸位撮像を対照として撮像した。管電圧を低減するとコントラスト分解能は上昇し、被曝線量も低下する²⁴⁾ことから管電圧による CT 値の信頼性の差異を見るために 80 kV, 120 kV と可変とした。この際、管電流に関しては、MDCT では管電圧 80 kV,

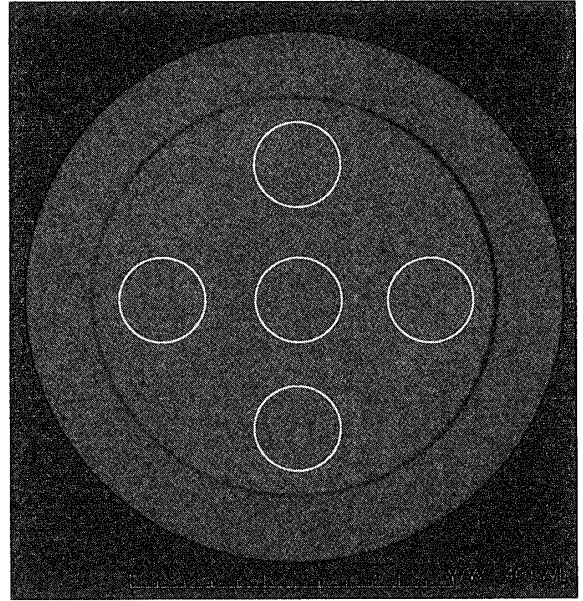


Fig. 1. A uniformity phantom was scanned three times with axial and helical scanning. The CT values were measured in 5 user-defined regions of interest (ROIs). The reproducibility of CT values was then evaluated.

120 kV とともに 200 mA とし、SDCT では CT 装置の吸収線量の指標である weighted computed tomography dose index (CTDI_w) が MDCT の軸位撮像と同一となるよう、それぞれ 240 mA, 230 mA に設定した。その他の撮像条件はスライス厚 = 5 mm, 管球回転速度 = 1 sec/回転, 撮像視野 = 50 cm, 再構成視野 = 24.6 cm, マトリックス = 512×512, 画像再構成関数 = SOFT である。各々の条件について均一ファントムの 4 断面を 3 回繰り返して撮像した。

(b) 測定方法

上記撮像で得られた画像に対して、Fig. 1 のように円柱状のファントムの中心部と周辺部 4 カ所に関心領域を設定し、それぞれの CT 値を測定した。CT 値の再現性の尺度としては測定された CT 値の分散を用い、F 検定にて比較した。なお有意水準は 5% とした。

(2) 人体ファントム

(a) 撮像方法

MDCT では、臨床上的ルーチン肝 CT 撮像と相応させるために、検出器絞り機構を 5 mm とし、5 mm, 10 mm スライス厚の再構成画像を得た。SDCT では装置の特性上検出器絞り機構とスライス厚は同一であり、スライス厚を 5 mm, 10 mm とした。MDCT では軸位、撮像中の寝台移動速度を 15 mm, 30 mm とし、さらに使用される検出器列の違いによる影響を見るために、体軸方向に 5 mm ずつ 20 mm の範囲で尾側へ

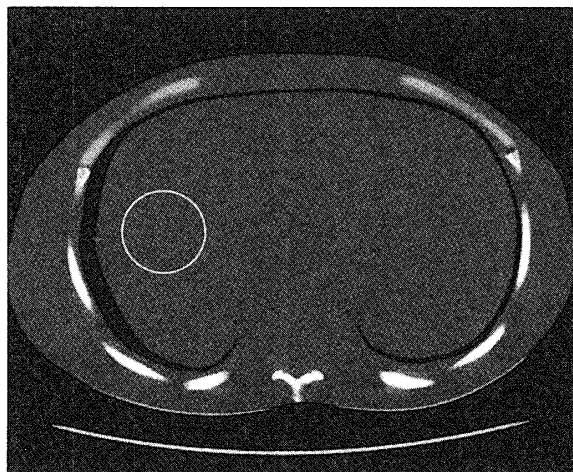


Fig. 2. CT values were obtained in a single user-defined ROI with a body phantom. To verify that volume data contributed in the correction of respiratory misregistration, the reproducibility of CT values of images reconstructed from different windows was assessed.

撮像開始位置を変動させたうえで、同一レベルの1断面の再構成画像を選択した。これに対してSDCTは、スライス厚5 mm, 10 mmでそれぞれに1断面の軸位撮像を行った。管電流は均一ファントムと同様に、MDCTにおいて200 mA, SDCTにおいて240 mAとした。他の撮像条件は固定とし、管電圧 = 80 kV, 管球回転速度 = 1 sec/回転, 撮像視野 = 50 cm, 再構成視野 = 35 cm, マトリックス = 512×512, 画像再構成関数 = SOFT と設定した。MDCT, SDCTとも各々の条件について3回繰り返して撮像した。

(b) 測定方法

Fig. 2のように両機種間で出来る限り同一となるように人体ファントム上に1カ所の関心領域を設定し、CT値を測定した。均一ファントムと同様に、CT値の再現性の尺度としては測定されたCT値の分散を用い、F検定にて比較した。なお有意水準は5%とした。

2. 臨床症例における肝キセノン CT 検査

(1) 装置

使用CT装置は4列のMDCTを用い、キセノン吸入装置および画像処理システムはAZ-725, AZ-7000W(安西メディカル, 東京)を用いた。

(2) 症例

対象は肝腫瘍にて外科切除予定の患者7症例(48-74歳, 平均62歳, 男:女 = 4:3)である。症例の内訳は肝細胞癌:5, 転移性肝腫瘍:1, 胆嚢癌:1であり、非腫瘍部肝実質については術後病理診断で肝硬変:5, 慢性肝炎:1, 正常肝:1であった。

(3) キセノン CT 検査撮像方法

本研究は広島大学医学部倫理委員会の承認を受け、すべての患者から文書によるインフォームドコンセントを得て行われた。

キセノンCT検査の撮像はこれまでの報告^{3,4,14,15}を踏まえて、4時間以上の絶食の後、仰臥位にて腹部を腹帯にて緊縛固定し、撮像時の呼吸の停止方法を十分に説明したうえで行われた。使用したキセノンガスは濃度25%, 4分吸入, 4分洗い出しとし、吸入開始時、吸入開始1, 2, 3, 4, 4.5, 5, 6, 7, 8分後の計10回の撮像を行った。

撮像条件はファントム実験の結果から、検出器絞り機構を5 mm, 寝台移動速度 = 15 mm, 管電圧 = 80 kV, 管電流 = 200 mA, 管球回転速度 = 1 sec/回転, 撮像視野 = 50 cm, 再構成視野 = 35 cm, マトリックス = 512×512, 画像再構成関数 = SOFT とし、体軸方向に35 mmの範囲をらせん走査にて撮像した。撮像時間は4.1秒で、各撮像は最大呼気時に呼吸を静止し、肝門部付近を撮像した。得られた連続データをもとに10 mm厚, 2.5 mm間隔で12ないし13断面の解析用CT画像を再構成し、門脈一次分枝などの主要血管を指標として位置補正の画像を選択し、解析装置にて血流マップを得た。

検討項目として、呼吸性移動の補正を要した患者数および撮像数を求め、さらに血流マップ上の有効なピクセル数が呼吸性移動の補正の有無でどのように変化したかを求めた。

結 果

1. ファントム実験

(1) 均一ファントム

まず、CT値の変動要因として3回の経時的撮像間、連続した4断面間の変動をそれぞれに考慮した2元配置混合モデルを用いて解析を行った。経時的撮像間、断面間の変動を考慮することに関して有意性検定を行った結果、有意に大きな分散をもつのはMDCTの軸位撮像における断面間変動のみ($p < 0.001$)であり、その他の場合ではいずれも経時的撮像間、断面間の変動を考慮しなくてよいことが示された。以上の結果から、より単純なモデル(CT値の変動要因は測定誤差のみ)を用いて、各撮像方法の測定誤差の分散で比較を行うこととした。

その結果、80 kVではMDCTの軸位撮像におけるCT値の分散は0.36 HU²であり、これはSDCTの場合(0.053 HU²)と比較して、有意に大きかった($p < 0.001$)。120 kVでは、MDCTでの撮像におけるCT値

Table 1. Variance of CT value (HU²) with a uniform phantom

tube voltage	MDCT			SDCT
	axial	table speed = 15 mm	table speed = 30 mm	axial
80 kV	0.36*	0.037	0.027†	0.053
120 kV	0.35*	0.037*	0.037*	0.016

*The variance was significantly greater than that of SDCT

†The variance was significantly smaller than that of SDCT

Table 2. Variance of CT value (HU²) with a body phantom

slice thickness	MDCT			SDCT
	axial	table speed = 15 mm	table speed = 30 mm	axial
5 mm	2.6*	0.11†	0.31	0.52
10 mm	1.4*	0.017†	0.19	0.17

*The variance was significantly greater than that of SDCT

†The variance was significantly smaller than that of SDCT

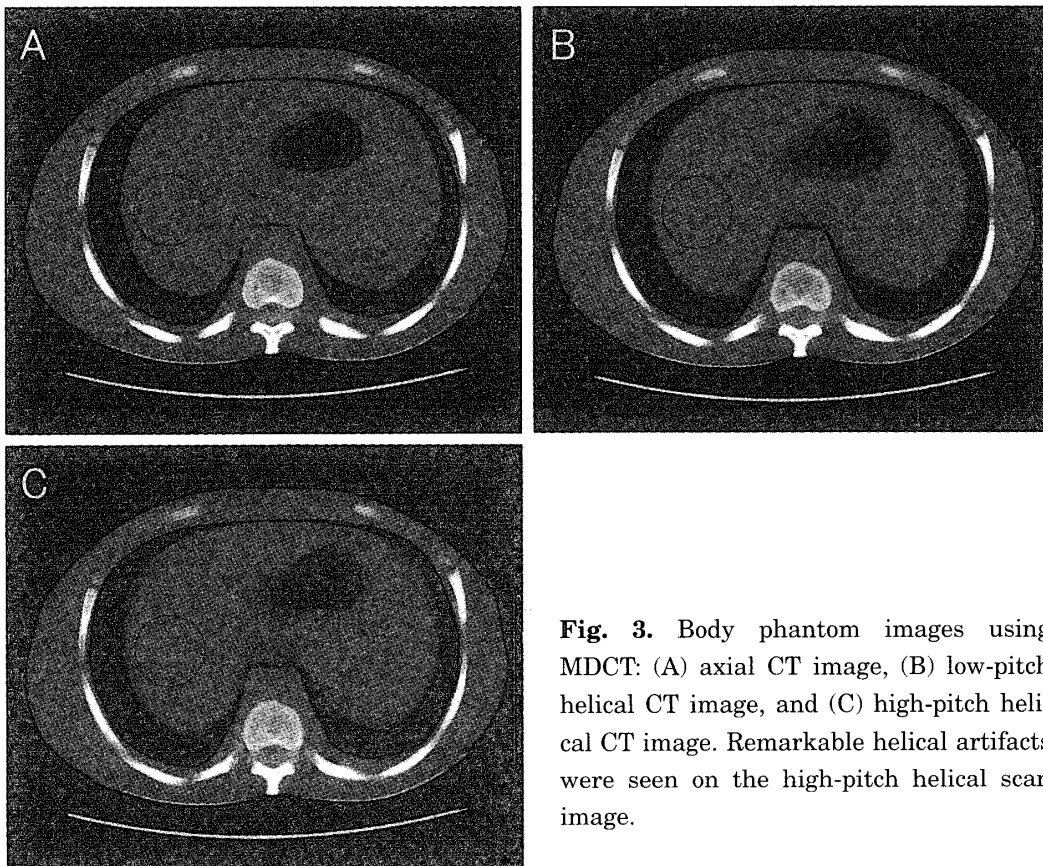


Fig. 3. Body phantom images using MDCT: (A) axial CT image, (B) low-pitch helical CT image, and (C) high-pitch helical CT image. Remarkable helical artifacts were seen on the high-pitch helical scan image.

の分散は SDCT と比較していずれも有意に大きかった ($p < 0.001$)。なお MDCT においては 80 kV と 120 kV では各撮像法について有意差は認められなかった (Table 1)。

(2) 人体ファントム

SDCT と比較して、MDCT の軸位撮像ではスライス

厚 5 mm, 10 mm とともに CT 値の分散は有意に大きかった ($p = 0.006, p = 0.005$)。また、スライス厚 5 mm では、寝台移動速度 15 mm で SDCT と比較して有意に CT 値の分散が小さく ($p = 0.007$)、スライス厚 10 mm では、寝台移動速度 15 mm での CT 値の分散は 0.017 HU² と最少の値となり、これは SDCT の場合

(0.17 HU^2) と比較して有意に小さく ($p < 0.001$), スライス厚 5 mm と比較しても有意に小さかった ($p = 0.002$) (Table 2)。

なお、均一ファントムと異なり、人体ファントムにおいては寝台移動速度 30 mm の条件ではらせん走査に起因するアーチファクトが著明であった (Fig. 3)。これらの検証を受けて、臨床応用における撮像条件は管電圧 80 kV , 検出器絞り機構 5 mm , スライス厚 10 mm , 寝台移動速度 15 mm を選択することとした。

2. 臨床症例における肝キセノン CT 検査

7 例中 1 例で得られた CT 画像上, キセノン吸入中および吸入終了後 30 秒時点での撮像で明らかに呼気の程度が不十分となっていたが, 撮像時に呼吸静止が困難となった症例はなく, また呼吸モニター上も明らかにキセノンの麻酔作用に起因すると考えられる呼吸のリズムの乱れは観察されなかった。

全症例において 10 回の撮像のうち, 少なくとも 1 回は体軸方向に 1 断面 (2.5 mm) の呼吸性移動の補正が

Table 3. The number of pixels which constitute blood flow map with or without compensation of respiratory misregistration

case	without compensation	with compensation	%change*
1	14747	19121	29.7
2	10996	16047	46.0
3	17949	20954	16.8
4	24361	25324	4.0
5	19672	21434	9.0
6	21503	21741	1.1
7	10815	11252	4.0

$$*\%change = \frac{\text{pixels}_{\text{with compensation}} - \text{pixels}_{\text{without compensation}}}{\text{pixels}_{\text{without compensation}}} \times 100$$

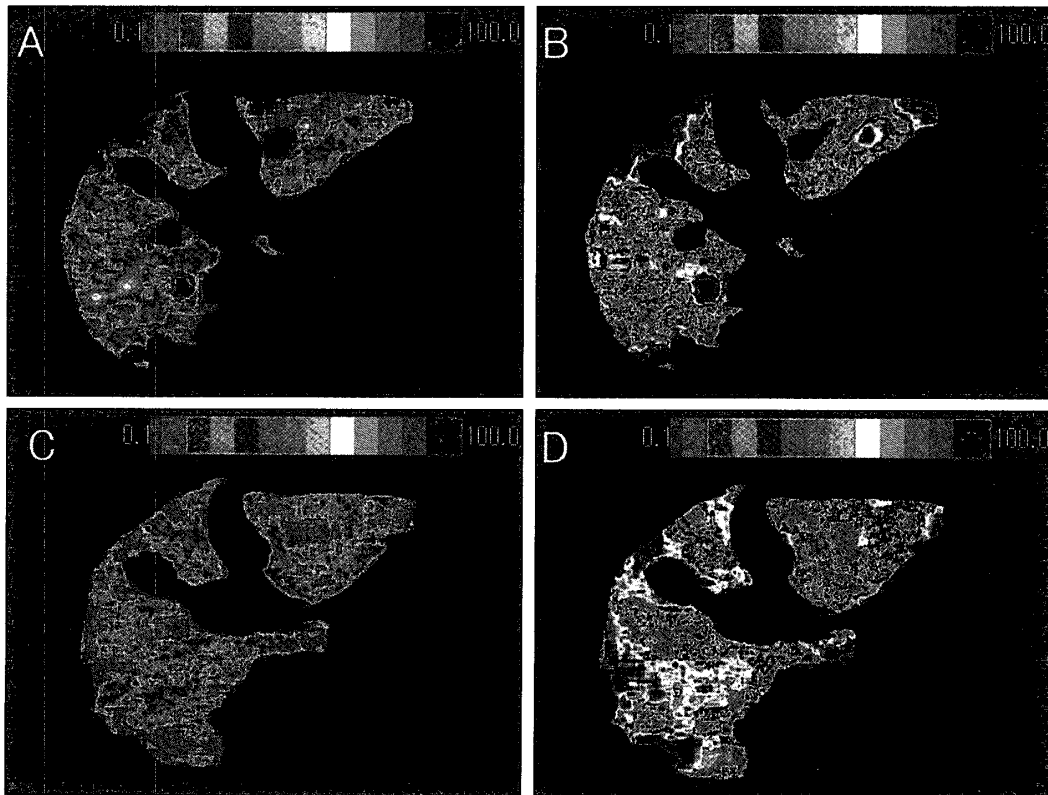


Fig. 4. A 69-year-old woman with metastatic liver tumor. Top: (A) arterial blood flow map and (B) portal blood flow map without compensation of respiratory misregistration; Bottom: (C) arterial blood flow map and (D) portal blood flow map with compensation of respiratory misregistration. The number of pixels which constituted blood flow map increased at the border of the hepatic parenchyma.

必要であった。各症例における体軸方向の呼吸性移動の最大値は7断面(1-7断面, 平均4.2断面)で, 全撮像中で中央値となる画像に対して2断面(5mm)以上の補正を要した撮像数は, 最大4回(0-4回, 平均1.7回)であった。

血流マップ上の有効なピクセル数は呼吸性移動の補正により全例で増加(1.1-46.0%, 中央値9.0%)が見られ, 特に肝実質辺縁部での増加が著明であった(Table 3, Fig. 4)。

考 察

肝局所血流を知ることは肝障害の病態評価^{18,20)}や, 転移性肝腫瘍の存在診断^{1,2,12)}に役立つと報告されているが, 肝局所血流測定の標準的な方法は未確立である。

キセノンCT検査は比較的簡便で解像度が高く, 血流量の絶対値が測定できることから脳局所血流を測定する方法として広く普及している。また, 米国での多施設合同の脳キセノンCT検査の副作用報告⁶⁾によれば, 3.6%に麻酔作用による呼吸の遅延が見られたが, 頭痛, けいれん, 嘔気嘔吐, 精神状態の変化といった副作用は0.1-0.4%ときわめて稀であることもキセノンCT検査の長所である。

キセノンCT検査では各時相の画像ごとにピクセル単位で演算が行われるために, 上腹部^{3,4,14)}や肺²⁵⁾への応用に際しては, 呼吸性移動をどのように抑制するかが重要であるが, 臨床症例においては呼吸深度の変動を完全に抑制するのはきわめて困難である。そこで本研究ではMDCTによるらせん走査を用いて得られた連続データから再構成された多数の画像により, 呼吸性移動の補正が可能かどうか基礎実験を行い検討した。

キセノンCT検査におけるらせん走査の導入はすでに脳^{10,23)}, 肺²⁵⁾について行われているが, 肝キセノンCT検査における検討は十分なものではない。MDCTは従来のCT装置と異なり, X線検出器が複数列配置されており, 体軸方向に複数の画像データを一度に収集することが可能である。肝キセノンCT検査で呼吸性移動の補正にこの連続データを使用しようとした場合, まず検証すべきことはCT値の信頼性である。25%キセノンの吸入によって得られる肝実質の造影効果は非常に低く, 数HUであり, 通常のCT撮像であれば問題にならない程度のアーチファクトによるCT値の差異でもキセノンCT検査における肝局所血流測定では大きな障害となる。

均一ファントムを使用したファントム実験の結果からは, MDCTの軸位撮像でのCTの変動が有意に大きいことが示され, 呼吸性移動の補正を目的とした軸位

撮像の使用は不適切であると思われた。これは, MDCTでは複数の検出器列があるために各列でX線の入射角(cone角)が異なるが, 軸位撮像の各々の画像は1つの検出器列から再構成されているためにその影響を受けやすいと思われる。一方, らせん走査では各画像は複数の検出器列によって得られるデータから再構成されているために検出器列間の誤差を相殺する方向に働き, 結果として再現性を高めることになると考えられる。また, MDCTの特徴として管電圧による分散の変化が小さいことも挙げられる。MDCTでは, 軸位撮像ではcone角の影響が, また, らせん走査では, 画像再構成時の補間やスライス厚を決定するためのZ軸フィルタの影響⁵⁾があるとされ, これらによるCT値の変動が電圧を下げた際のCT値の変動よりも大きいためと考えられる。従って, 80kVを選択することで, CTDI_wを減ずることができる点およびキセノンとX線学的に類似した性質をもつヨードを用いた頭部CTにおいて, 80kVの方が120kVより有意に造影効果が大きく, ノイズに関しては有意差は無かったとの報告²⁴⁾を踏まえ, 臨床例では80kVを採用することとした。

人体ファントムの結果でも寝台移動速度15mmの条件はSDCTよりもCT値の変動が小さく, また, 同条件ではスライス厚10mmの方がさらにCT値の変動が小さいことから, スライス厚は10mmを選択することとした。寝台移動速度30mmの条件に関しては, 撮像時間を短縮できることから検査上は有利であるが, 実験からは肺や骨によるアーチファクトが見られたことから, CTの変動はSDCTと有意な差は見られないものの, 肝キセノンCT検査に対して使用するのは不適切であるように思われた。

臨床例ではいずれの症例についても呼吸性移動の補正が必要であったが, MDCTによって得られた連続データをもとに多数の断面を再構成することで, 呼吸性移動の補正が可能であり, 血流マップ上の有効ピクセル数が増加した。門脈一次分枝などの主要血管を指標として位置補正の画像を選択した結果, 肝辺縁部などの構造に不一致が見られたが, これは今回の検討では再構成断面を軸位断で行ったため, 呼吸深度の差異によって生じる肝の三次元的な移動や変形を再現しきれないためと思われる。現在CT装置は更なる多列化が進んでおり, より積極的に連続データを利用するために, 三次元的にデータ解析を行うことが出来るシステムの開発にも期待が寄せられる。

CTを用いた血流解析手法の根本的な問題としてX線被曝があるが, 今回我々が採用した撮像条件におけ

る,肝キセノンCT検査のCTDI_wは69.8 mGyであり,当院でのルーチン単純CT検査(120 kV, 200 mA, 寝台移動速度15 mm, 管球回転速度=0.8 sec/回転)の約3.88倍に留まった。臨床上の上腹部CT検査では多くの症例に対して単純,動脈相,門脈相,平衡相などが繰り返し撮像されていることから,本検査による被曝は過大な線量とは言えないが,更なる被曝線量の低減を目指して装置,撮像方法の改良に取り組む必要があると思われる。

以上がMDCTを用いた本研究の取り組みであるが,キセノンCT検査の肝血流量が内包しているいくつかの問題点を挙げ,今後の検討課題として提起したい。

キセノンCT検査の信頼性に関してはZhangらが脳キセノンCT検査においてシミュレーションモデルにて様々な検討を行った報告²⁶⁾があり,CT画像のノイズが最大のエラーの要因であるとしている。現在のハードウェア構成でさらにCT画像のノイズを減少させるためには,高濃度のキセノンの使用や高線量の撮像が考えられるが,キセノンの麻酔作用やX線管球負荷,被験者の被曝線量からその手法には限界がある。その一方でソフトウェア的に画像再構成関数の最適化によりノイズを減少させた報告もあり²³⁾,今後検討が必要と思われた。

次にキセノンCT検査における血流値計算方法についてであるが,現在肝キセノンCT検査では脳と同様に終末呼気中のキセノン濃度から動脈血中のキセノン濃度を推測している。しかし脳キセノンCT検査において,推測された動脈血中のキセノン濃度とその実測値が必ずしも一致せず,算出された脳血流値に影響を与える可能性が示唆されている^{16,21,22)}。上腹部においては断面中に大動脈が含まれていることから,今後は終末呼気中のキセノン濃度のみではなく大動脈内のCT値の変化から動脈血中のキセノン濃度算出方法¹³⁾を組み合わせ,より正確な動脈血中のキセノン濃度を推定する手法の開発が望まれる。

最後にキセノンの肝血流への薬理的作用についてであるが,今回我々が使用した25%という低濃度のキセノンによる肝血流への影響の程度については未検証である。文献上はブタに30%キセノン吸入させた結果,血漿中のアドレナリン濃度は低下したが,血行動態には有意な変化は認められなかったとする報告¹⁹⁾,また同じくブタに73-78%キセノン吸入させた結果,肝酸素消費量は減少したが,肝細胞機能の障害や肝血流の有意な変化は認められなかったとの報告¹⁴⁾が見られ,低濃度のキセノンでも大きな影響はないものと示唆される。

以上のような問題点があるものの,MDCTによるらせん走査は呼吸性移動の補正に有効な手法であり,今後のハードウェア,ソフトウェアの両面からの改良と併せて,キセノンCT検査による肝局所血流測定法の有用性を向上する可能性が示唆された。

謝 辞

稿を終えるにあたり,御指導,御校閲を賜りました恩師伊藤勝陽教授に深甚なる謝意を捧げます。また直接懇意なる御指導を賜った堀口純助手,中重綾助手に深謝いたします。更に本研究に当たり御協力,御援助頂きました附属病院放射線部技官諸氏ならびにCT装置を使用させていただきましたJA尾道総合病院放射線科木曾哲司部長,統計処理に関して貴重な御助言を頂いた原爆放射線医学研究所計量生物研究分野大瀧教授,富田助手に心より感謝いたします。

(本論文の要旨の一部は12th European Congress of Radiology (Vienna, Austria), 第60回日本医学放射線学会総会(神戸)において発表した。)

参 考 文 献

1. Cuenod, C., Leconte, I., Siauve, N., Resten, A., Dromain, C., Poulet, B., Frouin, F., Clement, O. and Frija, G. 2001. Early changes in liver perfusion caused by occult metastases in rats: detection with quantitative CT. *Radiology* 218 : 556-561.
2. Fuentes, M.A., Keith, C.J., Griffiths, M., Durbridge, G. and Miles, K.A. 2002. Hepatic haemodynamics: interrelationships between contrast enhancement and perfusion on CT and Doppler perfusion indices. *Br. J. Radiol.* 75 : 17-23.
3. Gur, D., Yonas, H., Wolfson, S.K., Jr., Wozney, P., Colsher, J.G., Good, W.F., Good, B.C., Herbert, D.L. and Cook, E.E. 1984. Xenon/CT blood flow mapping of the kidney and liver. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 8 : 1124-1127.
4. Gur, D., Good, W.F., Herbert, D.L., Yonas, H., Wozney, P., Van, Thiel, D.H. and Wolfson, S.K., Jr. 1985. Blood flow mapping in the human liver by the xenon/CT method. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 9 : 447-450.
5. Hu, H. 1999. Multi-slice helical CT: scan and reconstruction. *Med. Phys.* 26 : 5-18
6. Latchaw, R.E., Yonas, H., Pentheny, S.L. and Gur, D. 1987. Adverse reactions to xenon-enhanced CT cerebral blood flow determina-

- tion. *Radiology* 163 : 251-254.
7. **Materne, R., Van, Beers, B.E., Smith, A.M., Leconte, I., Jamart, J., Dehoux, J.P., Keyeux, A. and Horsmans, Y.** 2000. Non-invasive quantification of liver perfusion with dynamic computed tomography and a dual-input one-compartmental model. *Clin. Sci.* 99 : 517-525.
 8. **Materne, R., Smith, A.M., Peeters, F., Dehoux, J.P., Keyeux, A., Horsmans, Y. and Van, Beers, B.E.** 2002. Assessment of hepatic perfusion parameters with dynamic MRI. *Magn. Reson. Med.* 47 : 135-142.
 9. **Miles, K.A., Hayball, M.P. and Dixon, A.K.** 1993. Functional images of hepatic perfusion obtained with dynamic CT. *Radiology* 188:405-411.
 10. **Nambu, K., Suzuki, R. and Hirakawa, K.** 1995. Cerebral blood flow: measurement with xenon-enhanced dynamic helical CT. *Radiology* 195 : 53-57.
 11. **Reinelt, H., Marx, T., Kotzerke, J., Topalidis, P., Luederwald, S., Armbruster, S., Schirmer, U. and Schmidt, M.** 2002. Hepatic function during xenon anesthesia in pigs. *Acta Anaesthesiol. Scand.* 46 : 713-716.
 12. **Ridge, J.A., Bading, J.R., Gelbard, A.S., Benua, R.S. and Daly, J.M.** 1987. Perfusion of colorectal hepatic metastases. Relative distribution of flow from the hepatic artery and portal vein. *Cancer* 59 : 1547-1553.
 13. **Sase, S., Honda, M., Kushida, T., Seiki, Y., Machida, K. and Shibata, I.** 2002. Quantitative cerebral blood flow calculation method using white matter lambda in xenon CT. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 26 : 471-478.
 14. **Sase, S., Monden, M., Oka, H., Dono, K., Fukuta, T. and Shibata, I.** 2002. Hepatic blood flow measurements with arterial and portal blood flow mapping in the human liver by means of xenon CT. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 26 : 243-249.
 15. 清水潤三, 堂野恵三, 左近賢人, 林 昇甫, 高村学, 村上卓道, 近藤 礎, 江口英利, 宮本敦史, 永野浩昭, 中森正二, 梅下浩司, 岡 博史, 佐瀬茂, 中村仁信, 門田守人 2000. 【血流と肝画像】肝血流分布の評価 -Xenon/CT を用いた肝組織血流量測定. *消化器画像* 2 : 213-218.
 16. **Shimoda, M., Oda, S., Sato, O., Kawamata, F. and Yamamoto, M.** 1992. Discrepancy of xenon concentrations between end-tidal and blood collection methods in xenon-enhanced computed tomographic measurements of cerebral blood flow. *Neuroradiology* 35 : 66-68.
 17. **Taniguchi, H., Oguro, A., Koyama, H., Masuyama, M. and Takahashi, T.** 1996. Analysis of models for quantification of arterial and portal blood flow in the human liver using PET. *J. Comput. Assist. Tomogr.* 20 : 135-144.
 18. **Tsushima, Y., Blomley, J.K., Kusano, S. and Endo, K.** 1999. The portal component of hepatic perfusion measured by dynamic CT: an indicator of hepatic parenchymal damage. *Dig. Dis. Sci.* 44 : 1632-1638.
 19. **Uematsu, H., Yamada, H., Sadato, N., Muramoto, S., Inoue, H., Hayashi, K., Yonekura, Y., Kimura, H., Sakuma, H., Matsuda, T., Hayashi, N., Yamamoto, K. and Ishii, Y.** 1998. Assessment of hepatic portal perfusion using T2 measurements of Gd-DTPA. *J. Magn. Reson. Imaging* 8:650-654.
 20. **Van, Beers, B.E., Leconte, I., Materne, R., Smith, A.M., Jamart, J. and Horsmans, Y.** 2001. Hepatic perfusion parameters in chronic liver disease: dynamic CT measurements correlated with disease severity. *Am. J. Roentgenol.* 176 : 667-673.
 21. **von Oettingen, G., Bergholt, B., Ostergaard, L., Jensen, L.C., Gyldensted, C. and Astrup, J.** 2000. Xenon CT cerebral blood flow in patients with head injury: influence of pulmonary trauma on the input function. *Neuroradiology* 42 : 168-173.
 22. **von Oettingen, G., Bergholt, B., Rasmussen, M., Ostergaard, L. and Astrup, J.** 2000. Pulmonary function affects the quantification of rCBF by non-invasive xenon methods. *J. Neurosci. Methods* 95 : 159-169.
 23. 渡辺賢一 1997. らせん走査型CTを用いたxenon-enhanced dynamic CTとflow mapのmultiplanar reconstruction(MPR)像による局所脳血流量(rCBF)の評価 基礎的検討ならびに臨床応用. *名古屋市立大学医学会雑誌* 48 : 59-74.
 24. **Wintermark, M., Maeder, P., Verdun, F.R., Thiran, J.P., Valley, J.F., Schnyder, P. and Meuli, R.** 2000. Using 80 kVp versus 120 kVp in perfusion CT measurement of regional cerebral blood flow. *Am. J. Neuroradiol.* 21 : 1881-1884.
 25. 安原美文, 池添潤平, 清水健治 2000. 【肺Physiological Imaging】非放射性キセノンCTによる肺内換気図. *Medical imaging technology* 18 : 187-192.
 26. **Zhang, Z.** 2000. Reliability and error analysis on xenon/CT CBF. *Keio J. Med.* 49 : A29-32.

Xenon/CT Blood Flow Mapping of the Liver using Multidetector-Row Computed Tomography: Compensation of Respiratory Misregistration by Volume Data

Akihisa TAMURA

Department of Radiology, Division of Medical Intelligence and Informatics, Programs for
Applied Biomedicine, Graduate School of Biomedical Sciences, Hiroshima University
(Director: Prof. Katsuhide ITO)

For improvement in the accuracy of xenon/CT blood flow mapping of the liver, this study was conducted to assess whether volume-data obtained by multidetector-row helical CT could compensate for the slice misregistration caused by inconstant breath depth.

Using imaging phantoms scanned on both multidetector-row and single-detector CT, suitable parameters were decided. In the phantom studies, axial scan with multidetector-row CT showed significantly greater variance of CT value than that of SDCT. On multidetector-row CT, variances of the CT values maintained in low (80kV) tube voltage, which is advantageous for detecting subtle enhancement of the liver. Images reconstructed with 10-mm thickness showed smaller variance than those of 5-mm thickness on low-pitch helical scan. Remarkable helical artifacts were seen on the high-pitch helical scan.

Following the phantom studies, 7 examinees were scanned using xenon/CT with a predetermined scan protocol (80 kV, collimation 5 mm, thickness 10 mm, low-pitch helical scan). In all cases, slice compensation was necessary and was successfully performed. The number of pixels which constituted blood flow map increased after the compensation. No patients showed any significant adverse effects.

In conclusion, multidetector-row helical CT has the potential for providing accurate quantification of xenon/CT blood flow mapping of liver by compensating for respiratory misregistration.