
(解説) インパルス法を用いた 128-slice DSCT と 320-row ADCT のヘリカルスキャンモードの時間分解能の測定

中津川市民病院医療技術部 原孝則 静岡県立静岡がんセンター画像診断科 瓜倉厚志
金沢大学医薬保健学域保健学 市川勝弘 医真会八尾総合病院放射線科 星野 貴志
広島大学病院診療支援部 西丸英治 中津川市民病院医療技術部 丹羽伸次

要約

[目的] computed tomography (CT) の時間分解能 (temporal resolution: TR) をインパルス法にて分析し, 最新 CT のヘリカルスキャンにおける実際の最大 TR を評価すること.

[方法] 128-slice dual source CT (DSCT) および 320-row area detector CT (ADCT) のヘリカルスキャンモード (以下, ヘリカルスキャン) における実際の TR を評価するために, ピッチ (P) とガントリ回転時間 (R) を組合せた様々な撮影条件の TR を評価した.

[結果] 128-slice DSCT におけるヘリカルスキャンの TR は, より短い回転時間とより大きなピッチによって連続的に向上した. しかしながら, 320-row ADCT の場合において, ピッチが 1.0 未満の TR は公称のガントリの回転時間にほぼ等しく, ピッチが 1.0 以上の TR は公称のガントリ回転時間の約半分であった. 128-slice DSCT の single source および dual source の各スキャンモードにおけるヘリカルスキャンの最大 TR は, それぞれ 0.138 s ($R/P = 0.285 / 1.5$) および 0.074 s ($R/P = 0.285 / 3.2$), 320-row ADCT の 64×0.5 mm および 160×0.5 mm の検出器構成の各スキャンモードにおけるヘリカルスキャンの最大 TR は, それぞれ 0.120 s ($R/P = 0.275 / 1.375$) および 0.195 s ($R/P = 0.3 / 0.6$) であった.

[結論] CT の TR は仕様書に示されていない. そのため適切な撮影条件設定は実測の TR 測定に基づいて決定されるべきである.

Key words: temporal resolution; helical acquisition mode; gantry rotation time; pitch factor.

緒言

computed tomography (CT) の時間分解能 (temporal resolution: TR) はスライス画像の時間的指標で, それは再構成画像における投影データの関与した時間的な範囲を示している. 従って, 一回転に完全な投影データを有するノンヘリカルスキャン (ステップ・アンド・シュート) の TR は, そのガントリ回転時間に等しく [1], これとは対照の体軸方向 (z 方向) の補間によって画像再構成がなされるヘリカルスキャンの TR は, ガントリ回転時間と特殊な補間アルゴリズムと密接に関係する [2]. このように CT 画像は各検出器に対応する投影データと複雑な補間アルゴリズム [2-4] により再構成されるので, ヘリカルスキャンモード (以下, ヘリカルスキャン) の TR は, multi-detector CT において公称のガントリ回転時間と必ずしも等しいとは限らない [5].

一般に, CT の心臓を除くヘリカルスキャンの TR は, その仕様に示されておらず [6, 7], TR はガントリの回転時間だけでなく補間アルゴリズムにも依存することから, 実測によってこれを明らかにすべきである. Taguchi ら [8] は, スライス感度プロファイル (section sensitivity profile: SSP) によって縦方向 (z 方向) の空間分解能評価ができるのと同様に, 投影データの時間的な感度分布として定義される時間感度プロファイル (temporal sensitivity profile: TSP) を用いて CT 画像の TR を評価することが可能であると報告した [9, 10]. TR は TSP の半値幅 (full width at half maximum: FWHM) によって決定される. 彼らはコンピュータシミュレーションで作成した投影データに時間的なインパルス信号を組み込むことで, 様々な再構成アルゴリズムの TR 結果を示しました. このことから, もし何らかの方法で商用 CT の投影データ上に時間的なインパルス信号を発生させることが可能であるなら, すべての撮影条件における実際の TR 評価は TSP の解析によって可能である. この問題を解決するために, わたしたちは先行研究

で TSP を評価するためのインパルスの定理に基づく（インパルス方法）実用的な測定方法を提案した [11].

本研究は、インパルス法を用いて dual source CT (DSCT) [12] と area detector CT (ADCT) [13] のなど最新 CT の TR と TSP 形状を解析し、個々のヘリカルスキャンにおける実際の最大 TR を評価した.

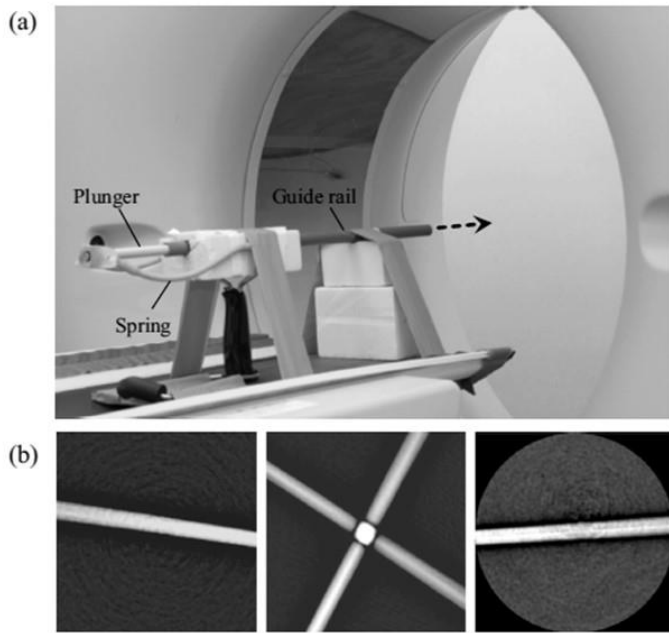


Figure 1. (a) Photograph of the launching platform for TR measurement. (b) Impulse response images of respective CT scanners: (left) SHM for DSCT, (middle) DHM for DSCT; (right) 64HM and 160HM for ADCT. The black arrow in the photograph indicates the flying direction of the small metal ball.

1. 材料および方法

1-1. CT 装置

本研究は 128-slice DSCT (SOMATOM Definition Flash; Siemens Healthcare, Erlangen, Germany) and a 320-row ADCT (Aquilion ONE ViSION Edition; Toshiba Medical Systems, Tokyo, Japan) にて行った. 128-slice DSCT は約 90°オフセットで備え付けられた 2 つの X 線管と 2 つの 64 列の検出器, 320-row ADCT は z 方向に最大 160 mm のカバレッジを有する 320 列の検出器を備えている. 取得した CT 画像データは Digital Image and Communication in Medicine transfer protocol (DICOM) を介して専用のパーソナルコンピュータに転送し, ImageJ (ver1.47i; National Institutes of Health, Bethesda, MD, USA) [14] を用いて解析した.

Table 1. CT acquisition and reconstruction settings for dual source computed tomography (DSCT) and area detector computed tomography (ADCT)

CT scanner	DSCT		ADCT	
	SHM	DHM	64HM	160HM
Acquisition mode	SHM	DHM	64HM	160HM
Tube voltage (kVp)	120	120	120	120
Effective mAs	100	100	100	100
Rotation time (s/rot.)	0.285, 0.33, 0.5	0.285	0.275, 0.35, 0.5	0.3, 0.5
Detector configuration (mm)	64 × 0.6	2 × 64 × 0.6	64 × 0.5	160 × 0.5
Pitch factor	0.5, 0.75, 1.0, 1.25, 1.5	1.55, 2.0, 2.5, 3.0, 3.2	0.625, 0.75, 0.85, 0.9, 1.109, 1.2, 1.3, 1.375, 1.4, 1.5	0.596, 0.6, 0.65, 0.75, 0.85, 0.95
Slice thickness (mm)	0.75	0.75	0.5	0.5
Patient table increment (mm)	0.2	0.2	0.2	0.2
Display field of view (mm)	100	100	100	100
Reconstruction kernel	B26	B26	FC01	FC01

SHM: single source helical acquisition mode, DHM: dual source helical acquisition mode, HM: helical acquisition mode.

1-2. インパルス法の測定原理

私たちは過去の研究 [11] で TR を測定する実用的な方法（インパルス法）を提案した. この方法は各スキャン中に非常に高速でスライス平面を通過する小さな金属球によって、投影データに時間的なインパルス信号が作られる. TSP は時間軸に沿って非常に短い時間間隔で再構成された様々な画像のインパルス応答から得られ, TR は TSP によって定義される. この方法は, 他の測定法 [15, 16] よりも容易に TR を評価できるだけでなく, TSP 形状も正確に評価可能である. このインパルス方法では, CT 画像中のストリークアーチファクトは小さな金属球によって引き起こされ, その強度は時間領域におけるインパルス応答に一致する. 患者テーブル（再構成）の間隔は時間間隔として扱うことが出来るため TSP は時間とストリーク上の region of interest (ROI) の輝度値の関係から得られ, テーブル位置 (z) は次の式を用いて TSP (t) を決定するための時間 (t) に変換することが可能である.

$$t = \frac{(z - z_0)R}{WP}$$

この時, R はガントリ回転時間, W は全検出器幅, P はピッチファクタ (ガントリ回転あたりのテーブル移動量と X 線ビーム幅の

比)である。画像の再構成間隔は TSP データの時間間隔が TSP 形状を正確に表現するために十分に短い値に設定する必要がある。

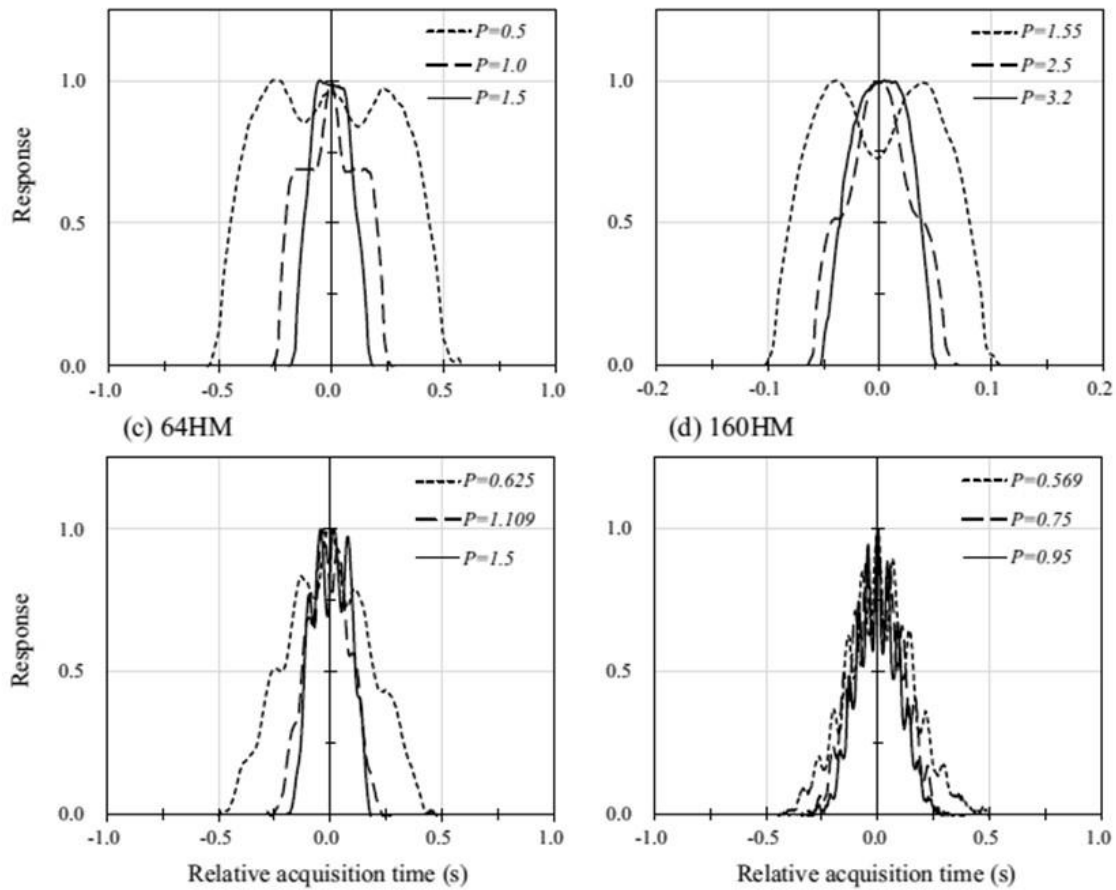


Figure 2. Measured TSPs for the DSCT and ADCT scanners. (a) SHM and (b) DHM for DSCT. (c) 64HM and (d) 160HM for ADCT. The acquisition conditions are as follows: for SHM, gantry rotation time of 0.5 s and pitch factors of 0.5, 1.0, and 1.5; for DHM, gantry rotation time of 0.285 s and pitch factors of 1.55, 2.5, and 3.2; for 64HM, gantry rotation time of 0.5 s and pitch factors of 0.625, 1.109, and 1.5; for 160HM, gantry rotation time of 0.5 s and pitch factors of 0.569, 0.75, and 0.95. Note: the x-axis scale of (b) DHM is one-fifth of the intervals of the others.

1-3. TR と TSP の測定

Fig. 1a にインパルス法における実験装置の構成を示す。インパルス信号として直径 11 mm の小金属球を使用し、金属球は専用の発射台からスプリングによってガントリ回転面の中心の垂直軸に沿って放たれる。私たちは小金属球の速度を確認するために、予備試験で 120 frames/s を有する汎用のビデオカメラと multimedia player (QuickTime Player 7.7.6; Apple Computers) を用いて金属球の平均速度を測定した。128-slice DSCT において single source helical acquisition mode (SHM), dual source helical acquisition mode (DHM), 320-row ADCT において 64×0.5 -mm detector configuration in the helical acquisition mode (64HM), 160×0.5 -mm detector configuration in the helical acquisition mode (160HM) の TR および TSP 形状を評価した。Table 1 に各 CT の収集条件と再構成条件を示す。

TSP は各再構成画像のインパルス応答の中心に設けた 100×30 ピクセルの長方形の関心領域 (region of interest: ROI, ただし, DHM は 30×30 ピクセル) から得られた。わたしたち, FWHM を TSP における TR の指標値として評価し, 各 CT における様々なヘリカルスキャンの特徴的な TSP を評価した。

結果

予備実験において, 10 回の連続測定における金属球の平均速度は 11.6 ± 0.3 m/s (平均値 \pm 標準偏差) であった。

Fig. 1b は 128-slice DSCT および 320-row ADCT の再構成画像である。128-slice DSCT における SHM と DHM のそれぞれのインパルス信号は 1 つまたは 2 つのストリーク応答として, 320-row ADCT は 1 つのストリーク応答としてそれぞれの再構成画像に現れた。Fig. 2a と 2b に三角形と台形が複雑に混在する 128-slice DSCT の TSP を示す。これら形状はヘリカルスキャンのピッチに関連していた。Fig. 2c と 2d に 320-row ADCT の TSP を示す。これらの TSP の形状はギザギザの三角形で, その頻度はピッチと検出器

構成に関連していた。Fig. 3a と 3b に 128-slice DSCT のピッチとガントリ回転時間に対する TR の結果を示す。TR はピッチとガントリ回転時間に比例して変化し、より大きなピッチおよびより短いガントリ回転時間ほど向上した。また、0.5, 0.75, 1.0, 1.25 および 1.5 のピッチにおける TR は、およそ各撮影条件における公称のガントリ回転時の 1.8, 1.1, 0.8, 0.6 および 0.5 倍で、0.85 のピッチの TR は公称のガントリ回転時間と概ね等しかった。SHM と DHM の最大 TR は 0.138 s ($R=0.285$ s; $P=1.5$) および 0.074 s ($R=0.285$ s; $P=3.2$)、最小 TR は 0.893 s ($R=0.5$ s; $P=0.5$) および 0.162 s ($R=0.285$ s; $P=1.55$) であった。Fig. 3c と 3d に 320-row ADCT のピッチとガントリ回転時間に対する TR の結果を示す。TR はより大きなピッチおよびより短いガントリ回転時間ほど向上した。ピッチが 1.0 未満の 64HM の TR は公称のガントリ回転時間にほぼ等しく、ピッチが 1.0 以上の TR は公称のガントリ回転時間の約半分、TR は 128-slice DSCT の様に連続的に変化しなかった。64 HM および 160 HM の最大 TR は 0.120 s ($R=0.275$ s; $P=1.375$) および 0.195 s ($R=0.3$ s; $P=0.6$)、最小 TR は 0.48 s ($R=0.5$ s; $P<1.0$) および 0.314 s ($R=0.5$ s; $P=0.569$) であった。

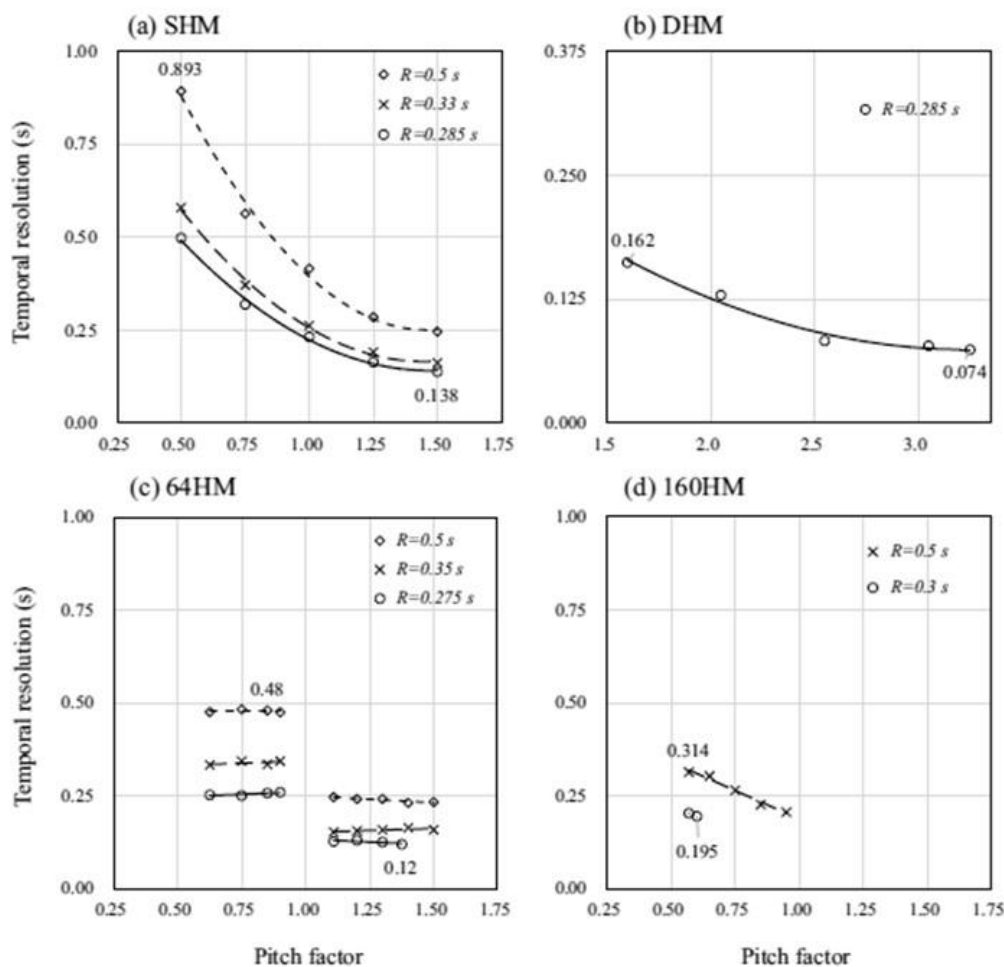


Figure 3. TR results for the DSCT and ADCT scanners as a function of pitch factor and gantry rotation time: (a) SHM and (b) DHM for DSCT; (c) 64HM and (d) 160HM for ADCT. The TR values for DSCT changed proportionally with the pitch factor and gantry rotation time. The lines connecting the data points were estimated using a quadratic polynomial curve-fitting method for SHM and DHM and a least-squares method for 64HM and 160HM.

考察

最新 CT のより短いガントリ回転時間は TR を向上し、心臓、肺および腸の生理学的なモーションアーチファクトを顕著に低減する。しかしながら、ヘリカルスキャンの TR はガントリ回転時間だけでなく体軸方向の補間アルゴリズムにも依存することから、単にガントリ回転時間を向上しただけではモーションアーチファクトを低減するのに不十分である。従って、各 CT におけるヘリカルスキャンの TR 解析は、それぞれの目的における診断画像を最適化するために非常に重要である。この研究は最新 CT のヘリカルスキャンの TR に著しい特性の違いがあることを明確にしました。128-slice DSCT の TR はピッチおよびガントリ回転時間に密接な関連があり、より大きなピッチおよびより短いガントリ回転時間に比例して向上した。更に、SHM の 0.85 付近のピッチの TR は公称のガントリ回転時間にほぼ等しく、SHM の最大および最小の TR はそれぞれ 0.138 s ($R=0.285$ s; $P=1.5$) および 0.893 s ($R=$

0.5 s; $P = 0.5$) であった。

Flohr らは、128-slice DSCT の DHM のピッチ 3.2 における TR の理論値を報告した [12]。わたしたち実測において DHM の最大 TR は 0.074 s ($R = 0.285$; $P = 3.2$) で、この値は理論的な TR (0.075 s) とほぼ一致していることから、金属球を用いるこの実用的な測定方法は、様々なヘリカルスキャンで正確な TR を得るのに十分な方法であると考えられる。

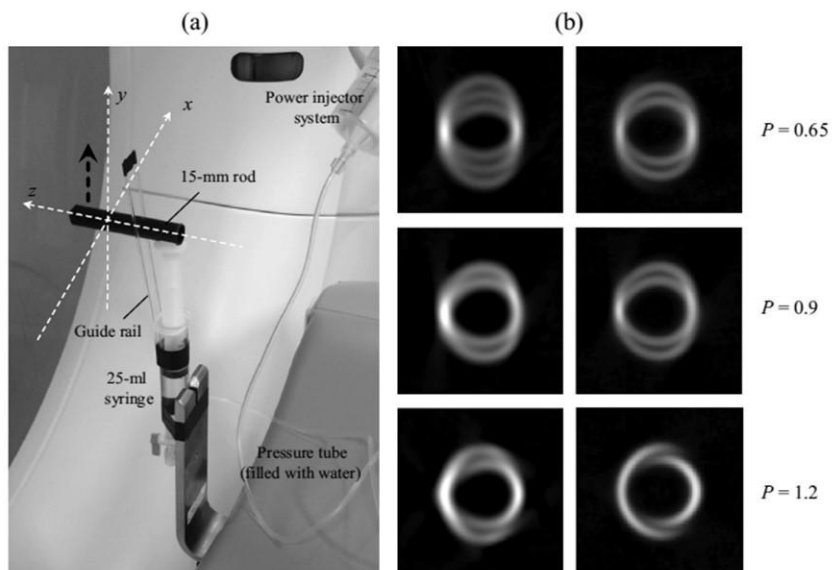


Figure 4. Perceptual differences of the rod phantom, which moved along the y-axis during the helical scan. (a) Photograph of the experimental set up. (b) Moving rod phantom images: (left row) SHM for DSCT, (right row) 64HM for ADCT. In this motion phantom test, a power injector was utilized as the power source for the motions. The rod images were acquired at 120 kVp; 100 effective mAs; gantry rotation time of 0.5 s; pitch factors of (upper) 0.65, (middle) 0.9, and (bottom) 1.2. The actual TR results of upper, middle, and bottom are as follows: for DSCT, 0.697, 0.490, and 0.307 s; for ADCT, 0.480, 0.475, and 0.242 s. The window settings were: window width (WW) 1000 HU and window level (WL) -500 HU.

に対する TR の影響を Fig. 4 に示す。直径 15 mm ロッドはスライス面に対して垂直に配置され、9.5 mm/s の定速でヘリカルスキャン中に y 軸方向に移動した (Fig. 4a)。これらの画像は、明らかに同じ撮影条件設定で、動体ロッドファントムの再現性に対する低い TR の良くない影響の視覚的な違いを示している (Fig. 4b)。一般に、最新 CT における固有の再構成アルゴリズムはブラックボックスなことから、これら軌跡の詳細な比較をすることは困難です。しかし、128-slice DSCT のヘリカルスキャンにおけるロッドの y 軸方向の軌跡は、より大きなピッチほど連続的に幅が狭く、320-row ADCT はそのような変化を示さなかった。このことから、これらロッドの軌跡はヘリカルスキャンにおける個々の TR 特性を示していると考えられる。

近年、128-slice DSCT の DHM と心電図同期 CT によって胸部大動脈からのモーションアーチファクトを軽減することが可能であると報告されている [17-19]。しかしながら、このモーションアーチファクトを低減する特殊な撮影を全ての CT で実施することは不可能です。私たちはこの研究で、320-row ADCT と 128-slice DSCT のピッチを 0.5 から 1.5 へ変更することで、TR はそれぞれ 50%、72% 向上することを示しました。このことから、急性または慢性の大動脈解離、不穏な患者 (例えば子供) または長時間息を止めることができない患者など CT 検査の困難な患者に対して、放射線科医は個々の CT において正当な撮影条件を選択すべきであると強く思います。また更に、Slow-CT [5, 20, 21] は遅いガントリ回転時間 (低い TR) を用いて、各スライス収集の間における自然呼吸下における腫瘍の動きを捉えることで、治療計画における腫瘍の内部目標体積を良好に推定する簡便な方法です。SHM の最小 TR は公称のガントリ回転時間よりもより低く、また 64HM の最小 TR はガントリ回転時間にほぼ等しい値を示した。これより、128-slice DSCT の TR 特性は最長のガントリ回転時間と最低のピッチの組み合わせで、自然呼吸下で撮影する Slow-CT に向いていると思われる。私たちは TR 解析の結果を様々な臨床応用のために適切な撮影条件の選択に関連させることが可能だと考える。しかしながら、本研究は TSP の TR (FWHM) を評価することを目的としていることから、これらの結果は CT 画像における総合的な時間的要素を十分に反映していない可能性がある。従って、TSP 形状と画質の詳細な関係は、TSP のフーリエ変換によって得られる時間的な変調伝達関数 [11] として考慮する必要があるが、TSP の時間的特性を特徴づけることは FWHM の指標値を用いることである

320-row ADCT の 64HM と 160HM の最大 TR はそれぞれ 0.120 s ($R = 0.275$; $P = 1.375$) および 0.195 s ($R = 0.3$; $P = 0.6$) であった。この時、ピッチが 1.0 未満の 64HM の TR は公称のガントリ回転時間にほぼ等しく、ピッチが 1.0 以上の TR は公称のガントリ回転時間の約半分であった。この特性は、64HM の再構成アルゴリズムが 1.0 のピッチでハーフ再構成に変更されていることを示しており、私たちは 64HM において様々な投影データの TR を調整するために、helical filter interpolation と helical half-scanning の再構成アルゴリズムをベースとする体軸方向の投影データ範囲を規定する重み関数が用いられていると推察した [2]。

動体ロッドファントムによって 128-slice DSCT と 320-row ADCT の CT 画像

程度まで可能であった。

結語として、128-slice DSCT と 320-row ADCT のヘリカルスキャンの TR 特性に顕著な違いがあることをこの研究で確認し、加えて最新 CT の最大 TR を実測した。ヘリカルスキャンの TR はガントリ回転時間だけでなくピッチにも依存することから、ガントリ回転時間のみの改善はモーションアーチファクトの影響を効果的に低減するのに不十分である。

文献

- [1] Fukuda A, Lin PJ, Matsubara K, Miyati T. Measurement of gantry rotation time in modern ct. *J Appl Clin Med Phys*. 2014;15(1):4517.
- [2] Taguchi K, Aradate H. Algorithm for image reconstruction in multi-slice helical CT. *Med Phys* 1998;25(4):550-61.
- [3] Hu H. Multi-slice helical CT: scan and reconstruction. *Med Phys* 1999;26(1): 5-18.
- [4] Schaller S, Flohr T, Klingenbeck K, Krause J, Fuchs T, Kalender WA. Spiral interpolation algorithm for multislice spiral CT--part I: theory. *IEEE Trans Med Imaging*. 2000;19(9):822-34.
- [5] Chinneck CD, McJury M, Hounsell AR. The potential for undertaking slow CT using a modern CT scanner. *Br J Radiol*. 2010;83(992):687-93.
- [6] Toshiba Aquilion ONE operation manual. Toshiba Medical Systems, Tokyo, Japan: 2008.
- [7] SOMATOM Definition Flash System Owner Manual. Siemens AG, Healthcare Sector; Forchheim, Germany: 2009.
- [8] Taguchi K, Anno H. High temporal resolution for multislice helical computed tomography. *Med Phys*. 2000;27(5):861-72.
- [9] Polacin A, Kalender WA, Marchal G. Evaluation of section sensitivity profiles and image noise in spiral CT. *Radiology*. 1992;185(1):29-35.
- [10] Polacin A, Kalender WA, Brink J, Vannier MA. Measurement of slice sensitivity profiles in spiral CT. *Med Phys*. 1994;21(1):133-40.
- [11] Ichikawa K, Hara T, Urikura A, Takata T, Ohashi K. Assessment of temporal resolution of multi-detector row computed tomography in helical acquisition mode using the impulse method. *Phys Med*. 2015;31(4):374-81.
- [12] Flohr TG, Leng S, Yu L, Ailimendinger T, Bruder H, Petersilka M, et al. Dual-source spiral CT with pitch up to 3.2 and 75 ms temporal resolution: image reconstruction and assessment of image quality. *Med Phys*. 2009;36(12):5641-53.
- [13] Endo M, Mori S, Kandatsu S, Tanada S, Kondo C. Development and performance evaluation of the second model 256-detector row CT. *Radiol Phys Technol*. 2008;1(1):20-6.
- [14] Rasband, W.S., ImageJ, U. S. National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA, <http://imagej.nih.gov/ij/>, 1997-2015.
- [15] Ertel D, Kröber E, Kyriakou Y, Langner O, Kalender WA. Modulation transfer function-based assessment of temporal resolution: validation for single- and dual-source CT. *Radiology*. 2008;248(3):1013-7.
- [16] McCollough CH, Schmidt B, Yu L, Primak A, Ulzheimer S, Bruder H, et al. Measurement of temporal resolution in dual source CT. *Med Phys*. 2008;35(2):764-8.
- [17] Roos JE, Willmann JK, Weishaupt D, Lachat M, Marincek B, Hilfiker PR. Thoracic aorta: motion artifact reduction with retrospective and prospective electrocardiography-assisted multi-detector row CT. *Radiology*. 2002;222(1):271-7.
- [18] Li Y, Fan Z, Xu L, Yang L, Xin H, Zhang N, et al. Prospective ECG-gated 320-row CT angiography of the whole aorta and coronary arteries. *Eur Radiol*. 2012;22(11):2432-40.
- [19] Nakagawa J, Tasaki O, Watanabe Y, Azuma T, Ohnishi M, Ukai I, et al. Reduction of thoracic aorta motion artifact with high-pitch 128-slice dual-source computed tomographic angiography: a historical control study. *J Comput Assist Tomogr*. 2013;37(5):755-9.
- [20] Wurstbauer K, Deutschmann H, Kopp P, Sedlmayer F. Radiotherapy planning for lung cancer: slow CTs allow the drawing of tighter margins. *Radiother Oncol*. 2005;75(2):165-70.
- [21] Keall PJ, Mageras GS, Balter JM, Emery RS, Forster KM, Jiang SB, et al. The management of respiratory motion in radiation oncology report of AAPM Task Group 76. *Med Phys*. 2006;33(10):3874-900.