原 著

頭部 CT におけるヘリカルスキャンとノンヘリカルスキャンの
モーションアーチファクトに関する検討藤村一郎^{1, 2)}・市川勝弘³⁾・寺川彰一^{2, 4)}・原 孝則⁵⁾・三浦洋平^{2, 6)}論文受付
2010年11月16日論文受理
2011年4月14日

Code No. 251

- 1) 大阪府立泉州救命救急センター放射線科
 2) 金沢大学大学院医学系研究科保健学専攻
 3) 金沢大学医薬保健研究域保健学系
 4) 大阪市立総合医療センター中央放射線部
 5) 総合病院中津川市民病院医療技術部
 6) 阪南市立病院放射線科

緒 言

Computed tomography (CT) において寝台を移動させながらスキャンするヘリカル機構^{1, 2)} (以下ヘリカル) はシングルスライスから発展し、現在も multi-slice CT (MSCT) の基本的なスキャン方式であり、従来のノンヘリカル CT (以下ノンヘリカル) とは比較にならない高速撮像と三次元画像構築をもたらした。

画質については、ノンヘリカルとは異なる画像再構成法に基づく物理特性と臨床画像上の変化について議論され³⁻⁹⁾、その変化を臨床現場が受け入れるようにして汎用的なスキャン方式として認知されている。しかしながら、頭部単純 CT に限っては、ノンヘリカルが標準とされているのが現状であり、急性期脳梗塞画像診断のガイドラインにもノンヘリカルが推奨され

Examination of Motion Artifacts for Helical and Non-helical Scanning Modes in Head CT

Ichiro Fujimura,^{1, 2)} Katsuhiko Ichikawa,³⁾ Shoichi Terakawa,^{2, 4)} Takanori Hara,⁵⁾ and Yohei Miura^{2, 6)}

- 1) Department of Radiology, Osaka Prefectural Senshu Critical Care Medical Center
 2) Graduate School of Medical Science, Kanazawa University
 3) Institute of Medical, Pharmaceutical and Health Sciences, Kanazawa University
 4) Central Radiology Department, Osaka City General Hospital
 5) Department of Medical Technology, Nakatsugawa Municipal General Hospital
 6) Department of Radiology, Hannan City Hospital

Received November 16, 2010; Revision accepted April 14, 2011; Code No. 251

Summary

For head computed tomography (CT), non-helical scanning has been recommended even in the widely used multi-slice CT (MSCT). Also, an acute stroke imaging standardization group has recommended the non-helical mode in Japan. However, no detailed comparison has been reported for current MSCT with more than 16 slices. In this study, we compared the non-helical and helical modes for head CT, focusing on temporal resolution and motion artifacts. The temporal resolution was evaluated by using temporal sensitivity profiles (TSPs) measured using a temporal impulse method. In both modes, the TSPs and temporal modulation transfer factors (MTFs) were measured for various pitch factors using 64-slice CT (Aquilion 64, Toshiba). Two motion phantoms were scanned to evaluate motion artifacts, and then quantitative analyses for motion artifacts and helical artifacts were performed by measuring multiple regions of interest (ROIs) in the phantom images. In addition, the rates of artifact occurrence for retrospective clinical cases were compared. The temporal resolution increased as the pitch factor was increased. Remarkable streak artifacts appeared in the non-helical images of the motion phantom, in spite of the equivalent effective temporal resolution. In clinical analysis, results consistent with the phantom studies were shown. These results indicated that the low pitch helical mode would be effective for emergency head CT with patient movement.

Key words: computed tomography (CT), temporal sensitivity profile (TSP), helical scan, non-helical scan, motion artifacts

別刷資料請求先: 〒598-0048 大阪府泉佐野市りんくう往来北2-24
 大阪府立泉州救命救急センター放射線科 藤村一郎 宛

ている¹⁰⁾。その要因の一つに、ヘリカル補間計算を用いた画像再構成に起因するアーチファクト^{11~15)}が挙げられるが、16列の data acquisition system(DAS)を装備する MSCT 以降、詳細に比較した報告はない。したがって、MSCT の多列化と新しい画像再構成法¹⁶⁾の開発により画質の向上が見込まれるなか、どちらのスキャン方式が頭部単純 CT に適しているのか、さまざまな観点から比較検討し科学的根拠を元に検証する必要があると考える。

本研究でわれわれは、この比較検討の一要因として、動態に対する画像特性に着目した。CT 撮像において、被写体の動きは、影状もしくは筋状のアーチファクト(モーションアーチファクト)の要因となる¹⁷⁾。頭部単純 CT では、モーションアーチファクトを誘発する恐れのある呼吸、心拍、および消化管の蠕動運動の影響を受けにくい、被検者自身の動きによるモーションアーチファクトの発生が想定される。したがって頭部単純 CT も他部位の CT 検査と同様にモーションアーチファクトを考慮すべきである。モーションアーチファクトの抑制にはスキャン時間の短縮が効果的であるが、急性期脳梗塞画像診断のガイドライン¹⁰⁾には、高コントラストの画像取得とわずかな初期虚血変化を見落とさないための最適撮影条件として 2 s / 回転以上の回転速度(スキャン時間)が推奨されている。このような理由から、頭部 CT ではモーションアーチファクト対策を目的としたスキャン時間の短縮は安易に行うべきでなく、本研究ではスキャン時間の短縮に代わるモーションアーチファクトの抑制に有効な手法を評価するために、スキャン方式とモーションアーチファクトとの関係について検討を行った。しかしながら、ヘリカルでは目的断面の画像再構成のために補間計算が行われ、X 線管の軌跡によって画像再構成に用いられる投影データの重み付けが行われる。このような場合、再構成される 1 枚の画像中で、時刻ごとに重み付けの程度が異なり、1 枚の CT 画像中に含まれる時間的要素、つまり時間分解能が変化する¹⁸⁾。したがって、スキャン方式とモーションアーチファクトとの関係を評価するには、時間分解能を測定し、その測定結果を考慮したうえで評価しなければならない。本研究では、頭部 CT におけるヘリカルスキャンとノンヘリカルスキャンのモーションアーチファクトについて、時間分解能の測定と動態ファントムの解析から検討した。

1. 方 法

1-1 TSP の測定

スキャン方式とモーションアーチファクトとの関係を評価するためには、時間分解能が大きな影響因子

Table 1 Scan parameters of helical mode for measuring temporal sensitivity profile

Scan time (s)	1.0
Pitch factor: PF (for 32-ch mode)	Low: 0.641 (0.656) Middle: 0.828 (0.844) High: 1.484 (1.406)
Detector configuration (mm)	64×0.5 32×1.0 32×0.5
Slice thickness (mm)	8
Reconstruction pitch (mm)	0.1
FOV (mm)	100
Convolution kernel	Head standard (FC43)

となり、その測定結果を考慮したうえで評価する必要がある。本研究では、市川らが考案したガントリを高速に通過する金属球を用いた時間分解能の測定法¹⁹⁾を用いてヘリカル temporal sensitivity profile(TSP)を測定し、時間分解能を評価した。CT 装置は、64列の MSCT 装置、Aquilion 64(東芝メディカルシステムズ株式会社製)を使用した。また市川らの測定法に準じて、遊技用金属球(直径 11 mm, 鋼製)と、自作の発射台を用いた。

TSP の測定に用いた撮像条件を Table 1 に示す。スキャン時間は急性期脳梗塞画像診断のガイドライン¹⁰⁾に記載される条件を満たす 1.0 s とした。ピッチファクタ(pitch factor: PF)は時間分解能に影響する因子であるため、約 0.6~1.5 の範囲で Table 1 に示す 3 段階(Low, Middle, High)に変化させた。検出器配列は、64×0.5 mm, 32×1.0 mm, 32×0.5 mm を用いた。本測定法では再構成間隔が時間サンプリング間隔を決定するため、十分に細かい間隔となるように再構成間隔を 0.1 mm とした。その結果、時間サンプリング間隔は、約 0.002~0.01 s となり十分に短い間隔のサンプリングデータが得られた。また、ビームハードニング補正は、被写体構造によって補正の程度が変化するため、CT 値の変動を招き、時間領域特性を実画像上の region of interest(ROI)測定にて行う本 TSP 測定法において、誤差要因となる恐れがあるため、関数は、ビームハードニング補正のない頭部標準関数を使用した。

測定結果に対しては TSP の形状、実効的な時間分解能として半値幅(実効時間分解能)、および TSP をフーリエ変換した時間領域 modulation transfer factor (MTF)を評価した。なお、ノンヘリカルでは 1 回転中に検出器の重み付けは行われず、ノンヘリカルスキャン時の TSP は横軸が X 線管回転時間となる矩形となる¹⁸⁾ことと、本研究で使用した装置のノンヘリカルに

Fig. 1 Experimental configuration of motion acrylic rod phantom.

Fig. 2 Experimental configuration of motion skull phantom.

Table 2 Scan parameters of helical and non-helical modes for motion phantom study

	Helical scan	Non-helical scan
Scan time (s)	1.0	
Pitch factor: PF (for 32-ch mode)	Low: 0.641 (0.656) Middle: 0.828 (0.844) High: 1.484 (1.406)	
Detector configuration (mm)	64×0.5 32×1.0 32×0.5	4×2 (4-stacked) 1×8 (Non-stacked)
Slice thickness (mm)	8	
FOV (mm)	240	
Convolution kernel	Head standard (FC21)	

オーバースキャン²⁰⁾がないことを装置メーカーに確認できたため、ノンヘリカルでの TSP の実測は省略した。

1-2 動態ファントムによる評価

TSP の測定結果を元に、同一時間分解能となる撮像条件にて動態ファントムをヘリカルとノンヘリカルで撮像し、モーションアーチファクトを評価した。本研究におけるモーションアーチファクトと断定する基準は、影状もしくは筋状のアーチファクト¹³⁾とし、被写体の辺縁が2重になるような画像の変化は含んでいない。動態ファントムの動力源には、造影剤インジェクタ、Dual Shot GX(株式会社根本杏林堂製)を使用して、これに造影用耐圧チューブ経由でつないだシリンジに水を一定速で注入し、シリンジのプランジャに被写体となるターゲットを接続して、スキャンエリア内で移動させた。ターゲットには Fig. 1 に示すアクリルロッド(直径 10 mm)と Fig. 2 に示す頭部ファントム、BHC 型(株式会社京都科学製)を使用した。アクリルロッドは Fig. 1 に示すように水で満たしたアクリルケース中を上下方向(y 方向)に直線移動させ、頭部ファントムは Fig. 2 に示すようにそのまま天板に設置し左右方向(x 方向)に転がるような動作をさせた。

ファントムの移動速度はアクリルロッドが 3.75 mm/s、頭部ファントムは鼻根点の速度で 9.75 mm/s とした。さらにインジェクタ同期スキャン機能を活用し、ファントム位置の再現性に配慮した。撮像条件を Table 2 に示す。スライス厚はヘリカルとノンヘリカルで同一で、急性期脳梗塞画像診断のガイドライン¹⁰⁾に記載される条件を満たす 8 mm とした。ノンヘリカルでは、検出器配列を 4×2 mm とし 4 画像加算(4-stacked)させて 8 mm とする方法と、スタックさせずに直接スライス厚が 8 mm の画像を取得する方法を用いた。また、ビームハードニング補正のない関数はカップリングなどの影響のため測定に問題があると考え、臨床で使用しているビームハードニング補正入りの頭部標準関数を使用した。

評価は視覚評価法と定量解析法で行った。定量解析法を Fig. 3 に示す。モーションアーチファクトが発生するファントム近傍(アクリルロッド外周、頭部ファントムでは中頭蓋窩レベルの骨内側)に 20×20 ピクセルの ROI を 16 箇所、ターゲットを含まないように配置し、全 ROI の CT 値の標準偏差値をモーションアーチファクトの定量値として定義し比較した。この評価では値が小さいほどモーションアーチファクトの

Fig. 3 Quantitative analyses for motion artifacts and helical artifacts were performed by measuring multiple ROIs in the (a) acrylic rod image and (b) skull phantom image.

Fig. 4 Reasons for CT examinations and respective numbers of patients for statistical analysis.

Fig. 5 Resultant temporal sensitivity profiles of non-helical mode and helical modes with three PFs for (a) 64×0.5 mm, (b) 32×1.0 mm, and (c) 32×0.5 mm.

少ない画像であることを意味する。

しかしながら、以上の評価で誤差因子となるのがヘリカルアーチファクトであり、画像内にヘリカルアーチファクトが含まれていない証明が必要となる。そこで頭部ファントムを静止状態で撮像し、ヘリカルアーチファクトの影響をノンヘリカルと比較した。撮像は Table 2 の条件で行い、評価は Fig. 3 の定量解析法で行った。

1-3 臨床画像からの解析

動態ファントムによる評価結果が臨床画像の傾向と矛盾していないか確認するため、過去の頭部単純 CT に発生しているモーションアーチファクトの発生率を比較した。調査期間は、2005 年 3～8 月(5 カ月)であり、ヘリカルの患者数は 131 人、総スライス数は 3569 スライス、年齢は平均 50 歳、最高 91 歳、最低

2 歳であった。ノンヘリカルの患者数はヘリカルと同じく 131 人、総スライス数は 2496 スライス、年齢は平均 53 歳、最高 97 歳、最低 1 歳であった。疾病分類は Fig. 4 に示すとおりで、ともに外傷と脳卒中で全体の約 75% を占め、ヘリカルの方がやや脳卒中の占める割合が高い。スキャン時間は両者ともに 1.0 s であり、トータルスライス数がヘリカルの方が多い理由は、ヘリカルではすべてのスライス厚が 5 mm であるのに対し、ノンヘリカルでは後頭蓋下にて 4 mm、テント上では 8 mm であるためである。

2. 結 果

2-1 TSP の測定

ヘリカルの TSP の測定結果を Fig. 5 に示す。理論的に矩形状となるノンヘリカルに対し、ヘリカルでは台形状を呈した。検出器配列を変えても形状は変化

Table 3 Resultant effective temporal resolutions for each PF in three detector configurations of helical mode

Detector configuration (mm)	PF	FWHM (s)
64×0.5	Low	0.995
	Middle	0.987
	High	0.489
32×1.0	Low	0.983
	Middle	0.987
	High	0.488
32×0.5	Low	1.075
	Middle	1.017
	High	0.506

Fig. 6 Temporal MTFs for detector configurations of (a) 64×0.5 mm, (b) 32×1.0 mm, and (c) 32×0.5 mm.

a | b | c

しないが PF が小さくなるほど裾野が広がり台形形状がより強くなった。実効時間分解能の測定結果を Table 3 に示す。実効時間分解能は PF が Low および Middle のときに約 1 s となり、理論上スキャン時間が時間分解能となるノンヘリカルとはほぼ一致した。High では約 0.5 s であった。時間領域 MTF の測定結果を Fig. 6 に示す。時間領域 MTF は PF が Low と Middle において、1 Hz 以下ではほぼカーブが重なり、High では顕著に高い MTF を示した。MTF 値が 0.05 以下となる周波数をカットオフ周波数とすると、PF が Low および Middle で、約 1 Hz、High で 2 Hz となった。

2-2 動態ファントムによる評価

アクリルロッドの CT 画像を Fig. 7 に示す。辺縁が二重となるような画像の変化は、PF が Low と Middle のヘリカルとノンヘリカルにおいて同程度であるが、ロッド周囲のモーションアーチファクトはヘリカルの方が顕著に少なかった。ノンヘリカルとヘリカルの Low における頭部ファントムの CT 画像を Fig. 8 に示す。Low は、ノンヘリカルと実効時間分解能がほぼ一致しているにもかかわらず、モーションアーチファクトは顕著に少なかった。

アクリルロッドに発生したモーションアーチファクトの定量解析結果を Fig. 9 に、頭部ファントムに発生したモーションアーチファクトの定量解析結果を Fig. 10 に示す。ともに標準偏差値はヘリカルの方が低値を示し、モーションアーチファクトは少なく、視覚評価結果と一致した。

ヘリカルアーチファクトの定量解析結果を Fig. 11 に示す。ノンヘリカルが 1.816 であるのに対して、ヘリカルの Low では 1.538 (32×0.5 mm), 2.187 (64×0.5 mm), 2.524 (32×1.0 mm), Middle では 2.182 (32×0.5 mm), 3.891 (64×0.5 mm), 4.698 (32×1.0 mm) となり、Low によってほぼヘリカルアーチファクトを除去できることが示された。

2-3 臨床画像からの解析

過去の頭部単純 CT におけるモーションアーチファクト発生率は、ノンヘリカルでは全 2946 スライス中 161 スライスで、その割合は 6.5%，ヘリカルでは全 3569 スライス中 13 スライスで、その割合は 0.4% と、有意にヘリカルの方が低く、動態ファントム実験と矛盾しない結果が得られた。

Fig. 7 Images of moving acrylic rod phantom for (a) non-helical modes and helical modes with (b) PF: low, (c) PF: middle, and (d) PF: high.

Fig. 8 Images of moving skull phantom for (a) non-helical (non-stacked) and (b) helical (64×0.5 mm, PF: low).

Fig. 9 Results of quantitative motion artifact analysis for motion acrylic rod phantom.

Fig. 10 Results of quantitative motion artifact analysis for motion skull phantom.

Fig. 11 Results of quantitative helical artifact analysis for static skull phantom.

3. 考 察

頭部 CT におけるヘリカルとノンヘリカルの時間分解能を計測し、モーションアーチファクトを比較検討した。その結果モーションアーチファクトの発生に有意な差が見られヘリカルの方が少なく、動く被写体を撮像したとき、ヘリカルの方が良好な画質を提供可能であることが判明した。したがって、動きが想定される救急患者の頭部単純 CT ではヘリカルスキャンを選択すべき根拠を示すことができた。

ヘリカルスキャン法では原理的に被写体を移動しながら連続スキャンを行う。この場合、寝台の連続移動の影響を補正するために再構成において投影データの補間が行われ、この補間処理に起因するアーチファクト(ヘリカルアーチファクトや windmill アーチファクトと呼ばれる)¹¹⁻¹⁵⁾が発生して、特に骨周辺部への影響が懸念される。ヘリカルでは寝台が連続移動することから体軸方向の位置の違いは時間的な違いでもある。したがって、補間処理は結果的に時間領域の補間処理としても働き、寝台移動のアーチファクトを抑制すると同時に、被験者の動きのアーチファクトも抑制する効果があることが今回の結果から考えられた。また、ヘリカルアーチファクトについては、PF を 0.65 程度と低く抑えることによって、ほぼ解消されることも示された。よって、頭部のヘリカル CT では、このような低ピッチ撮像によって、モーションアーチファクトを抑制する効果と、画質を両立する可能性が示された。ただし、ヘリカルアーチファクトは、再構成法に依存するものであるため、異なる機種によってどうなるかは今後さらに検討する必要がある。

本研究の動態ファントム実験にて再現した動きは、二次元の直線および回転運動であり、三次元の複雑な動きが主体となる臨床とは異なるため、今回の研究で得られた知見が、ある限られた状況に限定される可能性があるが、臨床画像からの解析結果は、この矛盾を少なからず補足するものと考えられる。しかし

ながら、どの程度のモーションアーチファクトまで抑制できるかについては検討の余地があり、今後の検討課題としたい。本研究ではモーションアーチファクトを簡単な標準偏差値から評価したが、この方法は画素のばらつきしか評価していない。よって、アーチファクトの形状などを考慮した方法の適用が可能となれば、更に詳細な評価ができると考えられる。一方、頭部 CT の全撮像時間は、本研究で用いた 64 列の MDCT では、ヘリカルの Low の 64×0.5 mm, 32×1.0 mm, および 32×0.5 mm の場合に、それぞれ 8.3 s, 8.2 s, および 14.4 s であり、ノンヘリカルでは 42.5 s であった。よって、ヘリカルは短時間撮像という特徴も持ち合わせるため、救急などの撮像においてさらに効果を発揮するものと考えられる。また、これらの評価を通じて、今後は、動きの程度に応じて、時間分解能と画質との関係から撮像条件の最適化を図るなどの発展も期待できる。

4. 結 語

頭部 CT におけるヘリカルスキャンとノンヘリカルスキャンのモーションアーチファクトについて、時間分解能の計測と動態ファントムの解析から検討した。その結果、ヘリカルスキャンでは、実効的な時間分解能が同じノンヘリカルスキャンに比べて、極めてモーションアーチファクトが少なくなることが示された。

謝 辞

本稿を終えるにあたり、ご支援とご助言を賜りました大阪府立泉州救命救急センター技師長坂下恵治氏に深く感謝の意を表します。

なお、本論文の要旨は、日本放射線技術学会第 65 回総合学術大会(2009 年 4 月, 横浜), 第 13 回全国 CT 技術サミット(2009 年 7 月, 宜野湾)にて発表した。

参考文献

- 1) 片倉俊彦, 木村和衛, 鈴木憲二, 他. CT の基礎的研究. 第9報—螺旋状スキャン(ヘリカルスキャン)の試み. 断映研会誌 1989; 16(3): 247-250.
- 2) Kalender WA, Seissler W, Klotz E, et al. Spiral volumetric CT with single-breath hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation. Radiology 1990; 176(1): 181-183.
- 3) Kalender WA, Polacin A. Physical performance characteristics of spiral CT scanning. Med Phys 1991; 18(5): 910-915.
- 4) Polacin A, Kalender WA, Marchal G. Evaluation of section sensitivity profiles and image noise in spiral CT. Radiology 1992; 185(1): 29-35.
- 5) Hacking JC, Dixon AK. Spiral versus conventional CT in soft tissue diagnosis. Eur J Radiol 1992; 15(3): 224-229.
- 6) Kasales CJ, Hopper KD, Ariola DN, et al. Reconstructed helical CT scans: improvement in z-axis resolution compared with overlapped and nonoverlapped conventional CT scans. AJR Am J Roentgenol 1995; 164(5): 1281-1284.
- 7) Kuntz R, Skalej M, Stefanou A. Image quality of spiral CT versus conventional CT in routine brain imaging. Eur J Radiol 1998; 26(3): 235-240.
- 8) Alberico RA, Loud P, Pollina J, et al. Thick-section reformating of thinly collimated helical CT for reduction of skull base-related artifacts. AJR Am J Roentgenol 2000; 175(5): 1361-1366.
- 9) 原 孝則, 市川勝弘, 丹羽伸次. CT 撮像系におけるスライス面の位置と方向に対する解像力特性の評価. 日放技学誌 2008; 64(1): 50-56.
- 10) ASIST-Japan 実践ガイドライン策定委員会: 1 単純 CT. 急性期脳梗塞画像診断実践ガイドライン 2007. 南江堂, 東京, 2007:1.
- 11) Rigauts H, Marchael G, Baert AL, et al. Initial experience with volume CT scanning. J Comput Assist Tomogr 1990; 4(4): 675-682.
- 12) 木村和衛, 古賀佑彦, 他. 1-2 ヘリカルスキャンの性能評価. ヘリカルスキャンの基礎と臨床. 医療科学者, 東京, 1993: 121-140.
- 13) Wilting JE, Timmer J. Artifacts in spiral-CT images and their relation to pitch and subject morphology. Eur Radiol 1999; 9(2): 316-322.
- 14) 辻岡勝美. I 26 ヘリカルスキャン(スパイラルスキャン). CT 自由自在. メジカルビュー社, 東京, 2001: 42.
- 15) Silver MD, Taguchi K, Hein IA, et al. Windmill artifact in multislice helical CT. Proc SPIE 2003; 5032: 1918-1927.
- 16) Hein I, Taguchi K, Silver MD, et al. Feldkamp-based cone-beam reconstruction for gantry-tilted helical multislice CT. Med Phys 2003; 30(12): 3233-3242.
- 17) Barret JF, Keat N. Artifacts in CT: recognition and avoidance. Radiographics 2004; 24(6): 1679-1691.
- 18) 辻岡勝美, 井田義宏, 大坪寛知, 他. X 線 CT における time sensitivity profile(TSP)の考案と測定法の開発—non helical scan, single slice helical scan, multi slice helical scan の比較—. 日放技学誌 2000; 56(12): 1461-1469.
- 19) 市川勝弘, 高田忠徳, 原 孝則, 他. CT における時間分解能の新しい測定法. 日放技学誌 2008; 64(9): 1172-1176.
- 20) 辻岡勝美. X 線 CT 装置の機器工学(5) —アーチファクト—. 日放技学誌 2002; 58(6): 733-739.

図表の説明

- Fig. 1 動態ファントム実験の概観(ターゲット: 直径 10 mm のアクリルロッド)
Fig. 2 動態ファントム実験の概観(ターゲット: 頭部ファントム)
Fig. 3 複数 ROI の標準偏差を計測したモーションアーチファクトおよびヘリカルアーチファクトの定量解析法
(a)アクリルロッドの画像と ROI
(b)頭部ファントムの画像と ROI
Fig. 4 統計解析を行った患者の疾病分類
Fig. 5 ヘリカルスキャンの TSP の測定結果
(a)64×0.5 mm
(b)32×1.0 mm
(c)32×0.5 mm
Fig. 6 時間領域 MTF の測定結果
(a)64×0.5 mm
(b)32×1.0 mm
(c)32×0.5 mm
Fig. 7 動態のアクリルロッドの CT 画像
(a)Non-helical
(b)Helical(PF: Low)
(c)Helical(PF: Middle)
(d)Helical(PF: High)
Fig. 8 動態の頭部ファントムの CT 画像
(a)Non-helical(non-stacked)
(b)Helical(64×0.5 mm, PF: low)
Fig. 9 アクリルロッドの動態ファントム実験によるモーションアーチファクトの定量解析結果
Fig. 10 頭部ファントムの動態ファントム実験によるモーションアーチファクトの定量解析結果
Fig. 11 静止状態の頭部ファントム実験によるヘリカルアーチファクトの定量解析結果

- Table 1 ヘリカルスキャンの TSP を測定した撮像条件
Table 2 動態ファントム実験の撮像条件
Table 3 ヘリカルスキャンの実効時間分解能の測定結果