

Comparative evaluation of image quality among different detector configurations using area detector computed tomography. Radiol Phys Technol. 2018;11(1):54-60

<http://link.springer.com/article/10.1007%2Fs12194-017-0437-y>

(解説) Area detector computed tomography を用いた異なるディテクタ構成における画質の比較評価

三浦洋平 1)2) , 市川勝弘 3), 藤村一郎 2),4), 原孝則 5), 星野貴志 6), 丹羽伸次 2)5)

- 1)大阪急性期・総合医療センター医療技術部
 - 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) りんくう総合医療センター放射線技術科
 - 5) 総合病院中津川市民病院医療技術部
 - 6)社会医療法人医真会八尾総合病院放射線科
-

Abstract

320-検出器列 computed tomography (CT)システム, すなわち area detector CT (ADCT)は, 日常の CT 検査では, 4, 16, 32, 64, 80, 100 および 160 の検出器構成でヘリカルスキャンを行うことができる. この研究は, ヘリカルスキャンモードを使用してファントムを用いて得られた画質を異なる ADCT 検出器構成と比較することを目的とした. 変調伝達関数 modulation transfer function (MTF)および noise power spectrum (NPS)を用いて画質を測定した. プレホワイトニング原理に基づく system performance function (SP)は, MTF^2 / NPS として計算して, 各構成間で比較した. $0.5 \times 16\text{mm}$ (16 列), $0.5 \times 64\text{mm}$ (64 列), $0.5 \times 80\text{mm}$ (80 列), $0.5 \times 100\text{mm}$ (100 列), $0.5 \times 160\text{mm}$ (160 列) の 5 つの検出器構成を, 成人の腹部のスキャンをシミュレーションし, 一定の effective milli-Ampere second (mAs)値で一定の volume CT dose index ($CTDI_{vol}$) 25mGy を用いて比較した. MTF はワイヤ法を用いて測定し, NPS は, 一様な内容の直径 20cm のファントム画像を測定した. 64 列, 160 列, 16 列, 100 列の構成に続く, 一定の $CTDI_{vol}$ の場合, 80 列構成の system performance (SP)が最適であった. 80 列構成を基にして, 100 と 160 列構成の減少率は約 30%であった. 一定の effective mAs については, 100 列および 160 列構成の SP は, 他の 3 つの検出器構成と比較して著しく低かった. スキャンスピードよりもむしろ線量効率が必要な場合は, 80 列と 64 列の構成が適切であった.

1. Introduction

Multi-detector-row computed tomography (MDCT)は、高速スキャンで高品質の CT 画像を提供できる。その有効性は臨床研究で実証されている[1-5]。z 方向の MDCT の最大範囲は、320 または 256 検出器列の CT で 160 mm である。320 検出器列の CT 装置は、寝台を固定したまま、広いスキャン範囲を得れるため、様々な画像診断モダリティに有効です、特に心臓 CT のため[6, 7]。320 検出器列 CT は、ルーチンの CT 検査に 4,16,32,64,80,100, および 160 検出器列を使用した検出器構成によるヘリカルスキャンを可能にするように設計されている。同じピッチファクタが使用される場合、MDCT のスキャンスピードは、検出器列数(ビーム幅)と共に増加する。しかしながら、320 検出器列の CT であっても CT 検査でヘリカルスキャンが日常的に使用されており、スキャンを計画する際にオペレータが簡単に検出器の構成のいずれかを選択することができるが、検出器構成が画質に及ぼす影響は現在のところ分かっていない。我々の知る限りでは、異なる検出器構成を使用しながら画質を比較することは以前には報告されていない。

このファントム研究は、ヘリカルスキャン中に取得された画像の品質を、320-detector row CT (area detector CT, ADCT)を用いて異なる検出器構成と比較することを目的とした。画像は、modulation transfer function (MTF)および noise power spectrum (NPS)から計算した system performance (SP)関数を使用して評価した。

2. Materials and Methods

我々は、焦点アイソセンタ距離 600mm, 焦点検出器距離 1072mm, 最大コーン角 7.59°の形状を有する ADCT システム (Aquilion One ViSION Edition; Toshiba Medical, Otawara, Japan)を使用した。0.5×16mm (16 列), 0.5×64mm (64 列), 0.5×80mm (80 列), 0.5×100mm (100 列), 0.5×160mm (160 列)の 5 つの検出器構成を比較した。Display field of view は 320mm に設定し、16, 64, 80, 100 および 160 列構成のヘリカルスキャンのピッチファクタは 0.938,0.828,0.813,0.810 および 0.806 に設定された成人の腹部 CT 検査を前提とした。日常のヘリカルスキャンの再構成アルゴリズムであり、改良されたフェルドkampアルゴリズムを用いた TCOT を使用して、200mm の field of view と FC13 再構成関数ですべての画像を再構成した[8]。公称スライス厚は、1.0 および 5.0mm を用いた。International Atomic Energy Agency (IAEA)が発表した成人腹部の線量指導レベルを考慮して、ノイズ測定のための volume CT dose index (CTDI_{vol}) は 25mGy に設定した[9]。実際にスキャンパラメータを設定している間に、American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Task Group 204 によって報告された

size-specific dose estimate (SSDE)に基づいて、ファントムサイズを考慮した[10]. ノイズ評価に使用したファントムは、外径 20cm、水等価密度を有する Catphan 600 (Phantom Laboratory, Salem, NY, USA)における均一性モジュール、CTP486 である. したがって、25mGyのCTDI_{vol}のスキャンパラメータを使用すると、実際の吸収線量が大幅に増加し、ノイズが大幅に減少(過小評価)される. これを補正するために、SSDE レポートに示されている直径 20cm の換算係数 1.78 を使用して、ターゲット CTDI_{vol}を 14 (≈25 / 1.78) mGy に設定した.

International Electrotechnical Commission (IEC) 60601-2-44 [11] に記載されている CTDI 測定方法に従い、目標とする CTDI_{vol}を得るのに必要な mAs の単位当たりの CTDI_{vol}値を決定した. 我々は一定の管電流 - 回転時間積 100mAs と 120kV で 5 つの検出器構成の CTDI_{vols}を測定した. Radcal 電離箱モデル 10X5-3CT (Radcal Corp., Monrovia, CA)と組み合わせられた直径 32cm のアクリル円筒形 CTDI ファントムおよび Radcal エレクトロメータモデル 9010 (Radcal Corp.)を使用した.

焦点スポット半影によって引き起こされる X 線不均一性を防止するために、z 方向のビーム幅は、一般に検出器の全幅よりも広いビーム、すなわちオーバービーミングは、CT スキャン中に使用されない過剰線量である. CTDI はアクリル円筒ファントムの放射線量プロファイルに基づいており、ビーム幅は CTDI 値に強く影響する. オーバービーミングが大きければ大きいほど、CTDI 測定に含まれる追加の線量が大きくなる. したがって、一定の CTDI が同じピッチファクタで異なる検出器幅に設定された場合、mAs 値はオーバービーミングの程度によって更に影響を受ける. 逆に、ヘリカルピッチファクタで mAs を除算することによって計算された effective mAs は、異なるピッチファクタでほぼ同じ画像ノイズで照射線量レベルを選択するために使用した. したがって、一定の effective mAs を用いて別の比較を行って、画像ノイズが同じであると予想される条件下で、画像構成が検出器構成によってどのように影響されるかを調べた. 現在の研究で使用されている一定の effective mAs は、80 列の検出器を使用する 14mGy の一定の CTDI_{vol}に対応する mAs 値に基づいて、185mAs とした. .

2.2 Slice sensitivity profile and contrast measurements

異なる検出器構成間で面内の画質の比較を実行するには、検査された検出器構成の slice sensitivity profiles (SSPs)およびオブジェクトコントラストが同一であることを確認することが重要である. 従って、それぞれの測定値に対応するファントムを用いて予め測定した. SSP は、点源を有するファントムを用いて測定した[12, 13]. 品質管理ファントムセット(MHT; Kyoto Kagaku Co., Kyoto, Japan)に含まれている厚さ 0.05mm、直径 1mm のタングステンマイクロコインを用いたファントムは、1.0mm スライス画像用に使用し、直径 0.5mm の小型のビーズ を内挿したファントム (unknown model name;

Kyoto Kagaku Co.) は、5mmのスライス画像用に使用した。各ファントムは、スライス厚ごとに高い CT 値および正しい応答の両方を有する SSP 測定の十分に高い精度を得られるものを使用した。SSP は放射線量の影響を受けないため、すべての検出器構成のスキャン条件は一定の effective mAs の場合と同じである。マイクロコインおよびビーズの応答を正確に検出するために、1.0mm と 5.0mm のスライス厚に対して 0.1mm の間隔で CT 画像を再構成した[12]。点光源に配置された関心領域 (ROI) の平均値は、ピーク ROI 値を用いた正規化後の各画像のテーブル位置に対して記録、記入した。得られた SSP は、5 回の SSP 測定を平均して得た。Figures 1 および Figures 2 は、1.0 mm および 5.0 mm スライス厚の SSP を示している。16, 64, 80, 100 および 160 列構成の 1mm スライスの Full width at half maximum (FWHM) 値は、それぞれ 1.09, 1.06, 1.07, 1.06 および 1.03mm であった。Full width at tenth maximum (FWTM) 値は、それぞれ 1.86, 1.83, 1.84, 1.82, および 1.82 mm であった。5mm スライスの FWHM 値は、それぞれ 4.99, 5.00, 4.96, 4.96 および 4.95mm であったが、FWTM 値は、それぞれ 5.77, 5.77, 5.80, 5.76 および 5.74mm であった。5 つの SSP は、1.0 および 5.0mm のスライス厚さでほぼ同じ形状をしていましたが、100 および 160 列構成のスライス厚 5 mm の結果ではうねりがいくつか観察された。5 回の測定においてうねりがほぼ同一に再現されたので、検出器の列による感度の不均一性が SSP の形状に影響する と 推 測 し た .

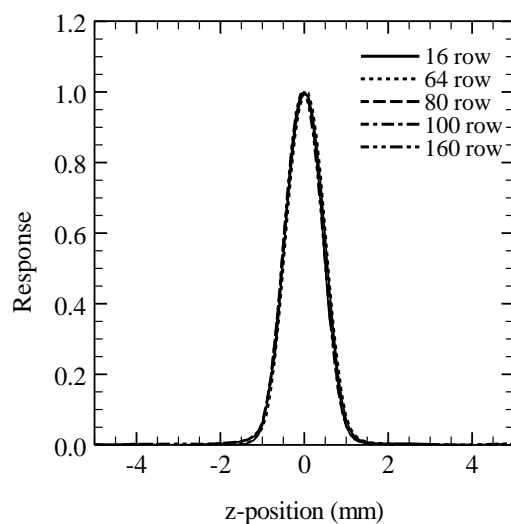


Fig. 1. Slice sensitivity profiles of a nominal slice thickness of 1.0-mm for the five detector configurations: 0.5×16 mm (16 row), 0.5×64 mm (64 row), 0.5×80 mm (80 row), 0.5×100 mm (100 row), and 0.5×160 mm (160 row).

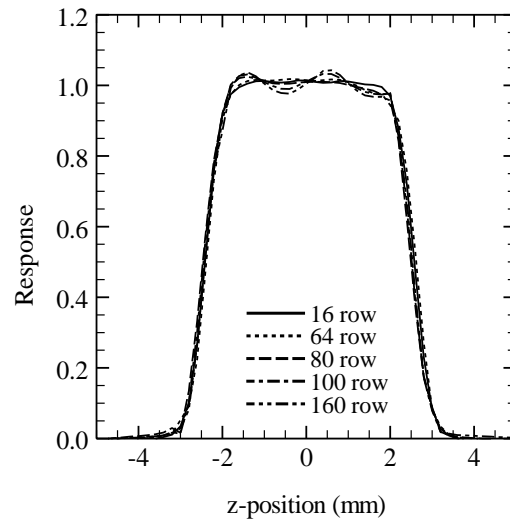


Fig. 2. Slice sensitivity profiles of a nominal slice thickness of 5.0-mm for the five detector configurations.

物体のコントラストは、一定の effective mAs と同じ条件を用いてスキャンした Catphan600 の低コントラストモジュール CTP515 を用いて測定した。5mm スライス厚で再構成した CT 画像を用いて、1.0%コントラスト(Δ Hounsfield unit, Δ HU=10)および直径 15mm の超スライスタargetの CT 値を測定した。16, 64, 80, 100 および 160 列構成のバックグラウンドに対するコントラストも同様であった(すなわち, それぞれ 10.46, 10.27, 10.16, 10.26 および 10.25HU)。したがって, 面内画質指標として MTF と NPS を使用して公平な画質の比較が可能であることを確認した。

2.3 MTF measurement

MTF は、水で満たされた直径 50mm の円筒状アクリルケースに封入された直径 0.16mm の細い銅線からなるワイヤファントムを用いて測定した[14, 15]。MTF は SSP 測定と同様に線量の影響を受けないため, 一定の effective mAs の場合と同じスキャン条件が適用される。ファントムは, ワイヤが走査平面に対して正確に垂直になるように位置合わせした。表示視野は, 十分なデータ点(すなわち, 十分に小さなピクセルピッチ)を有する正しいインパルス応答を得るために, 50mm に設定した。ワイヤを中心とする 256×256 画素のサブ画像を各ワイヤ CT 画像から抽出した。次に, サブ画像の 2次元(2D)フーリエ変換を行った。次いで, 方位平均を使用して, 2D 結果を 1次元(1D)の結果に変換した。最後に, ゼロ周波数で得られた大きさを除算して MTF を得た。検出器の構成ごとに 1.0 mm のスライス厚で 50 枚の画像を取得し, 平均 MTF を計算した。

2.4 NPS measurement

NPS は, 14mGy(一定の $CTDI_{vol}$) および 185mAs(一定の effective mAs) でスキャンした Catphan 600 において, 均一性モジュール CTP 486 を用いて CT 画像より測定した. 1 回のスキャンにて得た 1mm スライス厚と 5 回のスキャンにて得た 5mm スライス厚の各検出器構成について 100 枚の画像を取得した後, NPS 値を平均した. NPS 計算には, 2D フーリエ変換を用いた確立された方法を採用した[16-18]. ROI サイズは, 画像の中心に 128×128 ピクセルに設定した. さらに, 一定の $CTDI_{vol}$ で各検出器構成の NPS 測定に使用された画像からの単純なノイズ指数としての standard deviations (SD) を測定した. 40×40 ピクセルの region of interest (ROI) は画像上の中心に配置し, 平均 SD 値は各検出器構成の画像から得た.

2.5 SP function

Contrast-to-noise ratio (CNR) は, 低コントラスト検出率の指標として使用されており, 以下のように表すことができる. $(ROI_M - ROI_B)/SD_B$, ROI_M と ROI_B は, 低コントラストオブジェクトおよびバックグラウンドの関心領域をそれぞれ示し, SD_B は背景の標準偏差を示す. しかし, SD は単純なピクセル分散であり, ノイズ内の空間周波数成分を評価しないため, 異なる空間分解能特性を有する画像の比較には使用できないため, CNR には限りがある. 異なる検出器構成を用いて得られた画像間で空間分解能特性が異なる場合, CNR はもはや画像品質を比較するのに適した指標ではない. したがって, 空間周波数 u の関数として SP を測定した.

$$SP^2(u) = MTF^2(u) / NPS(u). \quad (1)$$

この関数は, 以下の式を使用して計算した pre-whitening signal-to-noise ratio (SNR_{PW}) に含まれる.

$$SNR_{PW}^2(u) = \int \frac{S^2(u) \times MTF^2(u)}{NPS(u)} du, \quad (2)$$

ここで, $S(u)$ は検出すべき信号のスペクトルを示す[19]. この測定基準は, iterative reconstruction 法を用いた CT 画像の検出能指数を評価するためにも使用された[20]. SNR_{PW} は, 信号スペクトル $S(u)$, および SP, $MTF^2(u)/NPS(u)$ を組み込んだ性能指数を提供し, $S^2(u)$ を用いた $MTF^2(u)/NPS(u)$ の重み付け加算とみなされる[19]. したがって, $SP(u)$ は, 各システムの再構成関数の影響を無効にする pre-whitening の働きに基づいて, 再構成法を含めた装置固有の性能の指標として扱うことができる[21]. したがって, SP を用いることにより, 空間分解能の違いの影響を受けることなく, 検出可能性に

関係する空間周波数の関数として異なるシステムの性能を比較することができる。

3. Results

3.1 MTF

Figure 3 は、5 つの検出器構成を使用した MTF 測定を示している。16, 64, 80, 100 および 160 列構成の 50/10%MTF の周波数は、それぞれ 0.34 / 0.78, 0.33 / 0.78, 0.33 / 0.78, 0.33 / 0.78 および 0.32 / 0.78 cycles/mm である。160 列構成は、ほとんど同一の MTF を生成する他の検出器構成と比較して、低周波数領域においてわずかに低い値

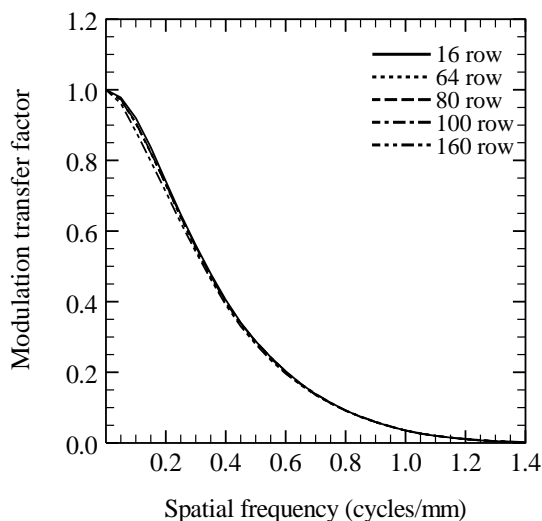


Fig. 3. Modulation transfer functions for the five detector configurations.

を示した。

3.2 SP function

Figures 4 および Figures 5 は、一定の $CTDI_{vol}$ および effective mAs に対する $SP(u)$ の結果をそれぞれ示しています。同じ $CTDI_{vol}$ と effective mAs を比較すると、5 つの検出器構成の $SP(u)$ 曲線はほぼ平行であったが、5 つの検出器構成の相対的關係は異なっていた。1.0mm と 5.0mm の両方のスライス厚の一定の $CTDI_{vol}$ では、80 列の構成が最適で、次に 64 列、160 列、16 列、および 100 列の構成が続きました。1.0mm の SP 関数において 64 列、160 列、16 列、および 100 列のディテクタ構成が示した 80 列と比較した 0.1 cycles/mm の減少率は、11, 22, 26, および 33% であった。0.5 cycles/mm の減少率は、10, 23, 28, および 34% であった。同様に 5.0mm の SP 関数に

おいて 80 列と比較した 0.1 cycles/mm の減少率は, 15, 33, 34, および 37%であった.
 0.5 cycles/mm の減少率は, 12, 21, 29, および 33%であった. 一定の effective mAs に
 ついては 1.0mm および 5.0mm のスライス厚の両方で, 5 つの検出器構成を 2 つのグ
 ループに分けられた. 1 つは 16,64,80 列構成, もう 1 つは 100 および 160 列構成であ
 った. 100 および 160 列構成を有するより低いグループは, 0.1 および 0.5 cycles/mm
 の両方で, 上位グループと比較して約 30% の SP の減少であった.

a | b

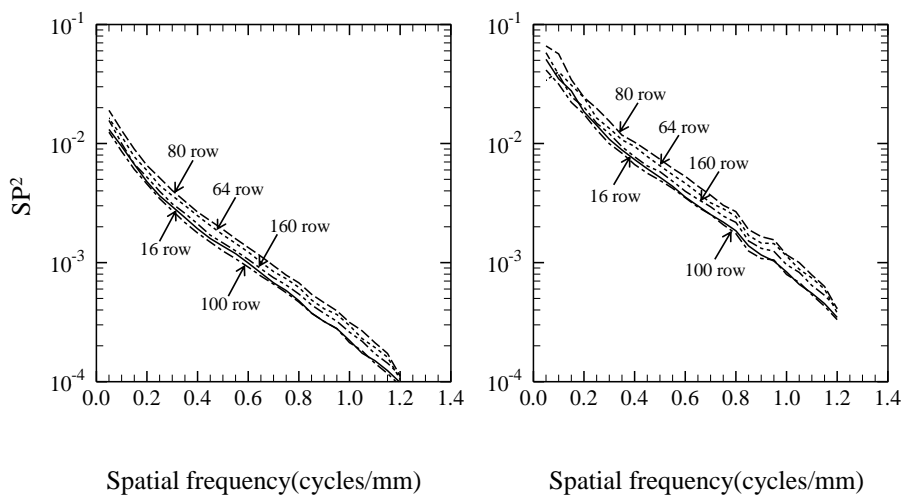


Fig. 4. Graph showing the system performance function $SP(u)$ with a constant $CTDI_{vol}$ of 25 mGy for (a) 1.0-mm slice thickness and (b) 5.0-mm slice thickness.

a | b

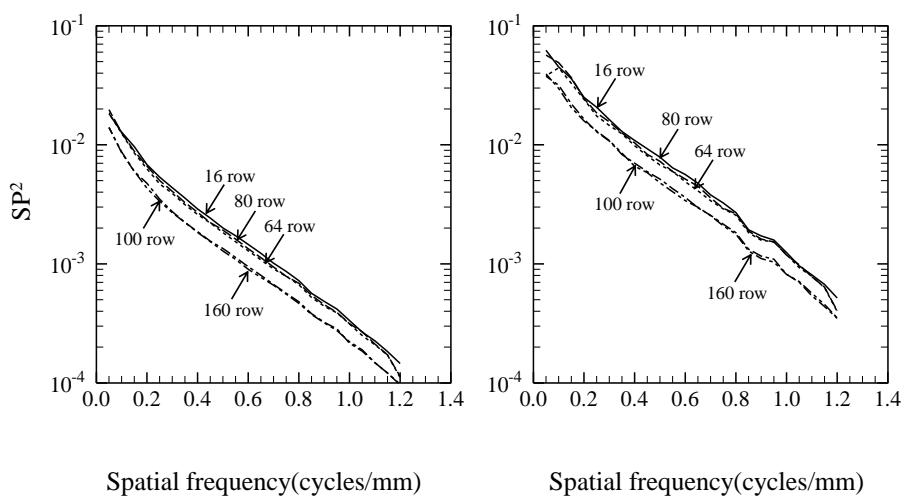


Fig. 5. Graph showing $SP(u)$ with a constant effective mAs of 185 mAs for (a) 1.0-mm slice thickness and (b) 5.0-mm slice thickness.

予備研究では、100枚の画像を用いた NPS 測定と 50枚の画像を用いた MTF 測定の十分な再現性を確認したので (SD は、NPS では 1%未満、MTF では 2%未満)、我々は、SD 値もしくは SP の結果のグラフにエラーバーを示さなかった。CTDI_{vol} が一定の 16,64,80,100 および 160 列構成の 1mm スライス厚の簡単なノイズ評価の SD 値は 10.9, 9.5, 9.2, 11.1 および 10.1 Hounsfield Unit (HU)であった。同様に、5mm スライス厚の SD 値は 5.6, 4.9, 4.7, 5.7, および 5.2 HU であった。

4. Discussion

5つの検出器構成間の SP²の最大差は、1.0mm および 5.0mm スライス厚の両方について約 30%であった。公称と測定した CTDI_{vol} 値との間では、5%以下の不一致と報告されているので、これらの結果は、CT 検査中に考慮されるべきである[22]。

一定の CTDI_{vol} と effective mAs を用いて比較を行ったが、一定の CTDI_{vol} を用いた比較は、臨床の CT 検査における線量の取り扱いと対応する[19]。したがって、検出器構成間の相対的な SP² は、線量に対する相対的な感度のように扱うことができ、SP² 値を参照して線量を調整することができる。大人の腹部 CT の再構成カーネルの大部分はロールオフ周波数特性を有し、画像中の高空間周波数成分はこのようなカーネルにおいて抑制される[23]。したがって、低周波の SP 値は比較のために重要であると考えられる。我々の結果から、5つの検出器構成の MTF はほぼ同じであり、結果として得られる SP² 曲線はほぼ平行であった、これにより、周波数バランスが検出器構成の変化によって変化しなかったため、検出器構成間で合理的に正確な比較が可能であった。さらに、この特性は、1mm および 5mm のスライス厚の両方で観察され、SP の順位は、2つのスライス厚の間で同じであった。したがって、我々の結果は、80 列構成が最良の選択であり、64 列構成はほぼ同等に使用でき、80 列構成と比較して SP が約 10%減少することを示した。ただし、モーションアーチファクトを防止するために、場合によってはスキャン速度が速い 100 および 160 列構成が必要になることがある。そのような場合、160 列構成は、100 列構成に比べて SP が優れているため、より有用である。**100 列および 160 列構成を使用して 80 列構成に等しい画像品質を得るためには、約 40%の線量増加が必要とされると推定される。**

一般に、より狭い検出器構成を使用する場合、オーバービームングがより大きくなり [24]、一定の CTDI 下での SP(u) は、オーバービームングの増加によって線量効率が低下するため、狭い検出器構成に対してより低くなる傾向があった。しかし、我々の結果によると、100 列および 160 列構成は、80 列と比較して SP が約 35% および 30% 減少することを示した、これは 16 列構成の SP の約 30% の減少と同様であった。

この現象は、一定の effective mAs との比較結果を参照することによって理解することができる。この比較では、100 列と 160 列の構成は、他の 3 つの検出器構成と比較し

て大幅に低い SP を示した. 一定の effective mAs の下では, すべての検出器構成にヘリカルスキャン 1 回転のほぼ等しい照射が与えられた. 従って, 検出器の構成(全ビーム幅)が SP に影響を与えない場合, ほぼ等しい SP が予想された. しかし, 100 列と 160 列の構成では, 等しい SP は示されなかった. これは, 100 列および 160 列構成で実装された散乱線補正のソフトウェアによって生じる画質の低下に起因すると考えられたが, これをユーザーレベルで実証することは非常に困難である. しかしながら, 一定の effective mAs を用いた結果に示された 100 および 160 列構成の SP 低下は, 一定の $CTDI_{vol}$ の 2 つの構成の低い SP に関連していると考えられた. 劣化の理由を調べるために, ノンヘリカルスキャンを用いた SP 比較が有効であるかもしれない. しかしながら, マルチ検出器を有する CT のノンヘリカルモードの SSP を正確に測定するための確立された方法(装置)は存在しない. したがって, Feldkamp アルゴリズムによる検出器構成(特に, 狭い検出器全幅と広い検出器全幅との間)で SSP が異なることが疑われたため, 正確な SSP を測定しなければノンヘリカルスキャンの公平な SP 比較は困難である. 最近の 64 列 MDCT システムの全検出器幅は, $32(0.5 \times 64)$, $38.4(0.6 \times 64)$, および $40.0(0.625 \times 64)$ mm の 3 つの幅に分類することができ, 全て 2D 散乱線防止グリッドが使用される. 対照的に, 40mm を超える全検出器幅(例えば, $0.625 \times 128 = 80$ mm, $0.6 \times 96 = 57.6$ mm, または $0.625 \times 256 = 160$ mm)を有するハイエンド MDCT システムは, 3D 散乱防止グリッドを備えている. これは, より高い散乱防止性能を有する. したがって, 高度な散乱防止グリッドを使用するより積極的な散乱放射の除去は, 100 および 160 列構成からの SP を改善するために有効であり得る.

現在の研究のいくつかの制限に注意する必要があります. $CTDI_{vol}$ を測定するために使用された方法は, IEC60601-2-44 の最新版(Ed. 3.0:2009)のものではなかった. したがって, IEC60601-2-44 Ed. 3.1: 2012[25]によると, 100 列構成の場合の 50 mm ビーム幅 $CTDI_{vols}$ および 160 列の場合の 80 mm ビーム幅は, それぞれ約 3% および 4% 過小評価されている. ビーム幅が 40mm 以下であり, 幅広の問題を考慮する必要がないため, 16, 64, 80 列構成の結果は適切であると考えられた. NPS が放射線量に反比例することが知られているため, 100 列および 160 列構成の $CTDI_{vols}$ が過小評価されているため, SP^2 値はそれぞれ約 3% および 4% 過大評価されています. したがって, これは 100~160 列構成が一定の $CTDI$ の下で SP の劣化を引き起こした私たちの結論に影響を与えなかった, この傾向は, IEC60601-2-44 新版の $CTDI_{vol}$ 測定によって強調されるであろう. 私たちは, 直径 200mm の Catphan 600 の均一性モジュールを使用して NPS を測定した. SSDE レポートに示されている 20cm 直径に対応する変換係数を用いて $CTDI_{vol}$ を減少させたが, ビームハードニングおよび散乱線含有率は未修正のままであった. したがって, 検出器の構成の影響を評価するために, 直径 30cm の水ファントムを使用したより実用的な比較を実施する必要がある.

5. Conclusion

我々は、 $MTF^2(u)/NPS(u)$ によって計算されたSP関数、 $SP^2(u)$ を使用して、ADCTヘリカルスキャンの5つの検出器構成の画質を比較した。5つの検出器構成の中で、80列構成のSPが最良であり、続いてそれぞれ64列、160列、16列および100列の構成が続いた。80列構成と比較すると、100列と160列の構成では約30%の減少率が得られた(80列と同等にするには約40%の線量増加が必要)。その結果、スキャン速度よりも線量効率が重要であった場合、80列と64列の構成が適切であることが示された。

倫理基準への準拠

利害の衝突 : 著者らは、利害の衝突がないと宣言している。

倫理的な承認 : この記事には、動物や人間の参加者が行った研究は含まれていません。

インフォームドコンセント : 該当事項はありません。

References

1. Fleischmann D, Hallett RL, Rubin GD. CT angiography of peripheral arterial disease. *J Vasc Interv Radiol*. 2006;17:3-26.
2. Ahvenjärvi L, Niinimäki J, Halonen J, Tervonen O, Ojala R. Reliability of the evaluation of multidetector computed tomography images from the scanner's console in high-energy blunt-trauma patients. *Acta Radiol*. 2007;48:64-70.
3. Halpern EJ. Triple-rule-out CT angiography for evaluation of acute chest pain and possible acute coronary syndrome. *Radiology*. 2009;252:332-45.
4. Brandman S, Ko JP. Pulmonary nodule detection, characterization, and management with multidetector computed tomography. *J Thorac Imaging*.

2011;26:90-105.

5. Catalano O, De Bellis M, Sandomenico F, de Lutio di Castelguidone E, Delrio P, Petrillo A. Complications of biliary and gastrointestinal stents: MDCT of the cancer patient. *Am J Roentgenol.* 2012;199:187-96
6. Fujimoto S, Matsutani H, Kondo T, Sano T, Kumamaru K, Takase S, Rybicki FJ. Image quality and radiation dose stratified by patient heart rate for coronary 64- and 320-MDCT angiography. *Am J Roentgenol.* 2013;200:765-70.
7. Khan A, Khosa F, Nasir K, Yassin A, Clouse ME. Comparison of radiation dose and image quality: 320-MDCT versus 64-MDCT coronary angiography. *AJR Am J Roentgenol.* 2011;197:163-8.
8. Angel E, AIDR 3D Iterative Reconstruction, A white paper by Toshiba America Medical Systems, 2012(2), www.medical.toshiba.com.
9. IAEA, IAEA safety standards series: radiological protection for medical exposure to ionizing radiation, No. RS-G-1.5. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2002.
10. Boone JM, Strauss KJ, Cody DD et al. Size-specific dose estimates (SSDE) in pediatric and adult body CT examinations. AAPM Report No. 204, www.aapm.org, 2011

11. IEC. Medical electrical equipment—Part 2-44: particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for computed tomography. IEC publication no. 60601-2-44. Ed 3.0. Geneva, Switzerland: International Electrotechnical Commission; 2009.
12. Hsieh J. Slice-Sensitivity Profile and Noise, In: computed tomography—principles, design, artifacts and recent advances. Washington Bellingham, SPIE; 2003. p. 150-3.
13. Ichikawa K, Kobayashi T, Sagawa M, Katagiri A, Uno Y, Nishioka R, Matsuyama J. A phantom study investigating the relationship between ground-glass opacity visibility and physical detectability index in low-dose chest computed tomography. *J Appl Clin Med Phys.* 2015;16:202-215.
14. Bischof CJ, Ehrhardt JC. Modulation transfer function of the EMI CT head scanner. *Med Phys.* 1977;4:163-7.
15. Boone JM. Determination of the presampled MTF in computed tomography. *Med Phys.* 2001;28:356-60.
16. Hanson KM. Detectability in computed tomographic images, *Med Phys.* 1979;6:441-51.
17. Kijewski MF, Judy PF. The noise power spectrum of CT images. *Phys Med Biol.*

1987;32:565-75.

18. Boedeker KL, Cooper VN, McNitt-Gray MF. Application of the noise power spectrum in modern diagnostic MDCT: part I. Measurement of noise power spectra and noise equivalent quanta. *Phys Med Biol.* 2007;52:4027-46.
19. International Commission on Radiation Units and Measurements. Medical imaging—The assessment of image quality, ICRU Report No.54. Bethesda, MD: ICRU Publications; 1996.
20. Samei E, Richard S. Assessment of the dose reduction potential of a model-based iterative reconstruction algorithm using a task-based performance metrology. *Med Phys.* 2015;42:314-23.
21. Boedeker KL, McNitt-Gray MF. Application of the noise power spectrum in modern diagnostic MDCT: part II. Noise power spectra and signal to noise. *Phys Med Biol.* 2007;52:4047-61.
22. Trevisan D, Ravanelli D, Valentini A. Measurements of computed tomography dose index for clinical scans. *Radiat Prot Dosimetry.* 2014;158:389-98.
23. Takata T, Ichikawa K, Mitsui W, Hayashi H, Minehiro K, Sakuta K, Nunome H, Matsubara K, Kawashima H, Matsuura Y, Gabata T. Object shape dependency of in-plane resolution for iterative reconstruction of computed tomography. *Phys Med.*

2017;33:146-151.

24. Goo HW. CT Radiation dose optimization and estimation: an update for radiologists.

Korean J Radiol. 2012;13:1-11.

25. IEC. Medical electrical equipment–Part 2-44: Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for computed tomography.

IEC publication no. 60601-2-44. Ed 3.1. Geneva, Switzerland: International Electrotechnical Commission; 2012.