

Image Quality and Clinical Usefulness of Ray-summation Image Reconstructed from CT Data, Compared with Digital Radiography

メタデータ	言語: jpn 出版者: 公開日: 2018-06-21 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: メールアドレス: 所属:
URL	https://doi.org/10.24517/00014450

This work is licensed under a Creative Commons Attribution-NonCommercial-ShareAlike 3.0 International License.



論文和文タイトル:CT による ray-summation 画像の画質と臨床的有用性 –Digital radiography との比較 –

論文英文タイトル:Image quality and clinical usefulness of ray-summation image reconstructed from CT data, compared with digital radiography

鈴木 省吾 1) 3), 市川 勝弘 2), 玉木 繁 3)

1) 金沢大学大学院医学系研究科保健学専攻 2) 金沢大学医薬保健研究域保健学系 3) 刈谷 豊田総合病院放射線技術科

和文要旨: CT にて得たボリュームデータを利用して構築される raysum 画像は, DR と類似した画像であり, DR の代用として扱う可能性を有している.

この研究では, raysum 画像と DR 画像において, SDNR による物理的画質評価と臨床応用を評価した. CT における SDNR 計測では, 腹部を模擬した楕円柱水ファントムを用い, 70 keV の実効エネルギーを想定した raysum 画像を構築した. 一方, DR においては, 間接変換型 FPD 使用し, 同様のファントムの画像収集を行った. この際, 線量指標として, DR は ESD, CT は $CTDI_{vol}$ を同一値とした. SDNR 値は NNPS, MTF そして軟骨等価材のコントラスト値から算出した. 観察者実験では, 5 名の観察者に 9 種の臨床データ (同一患者の頭部, 骨盤部, 指, 踵骨) を試料とし, DR 画像および raysum 画像を 2 面仕様の LCD にそれぞれ表示させ, 比較評価した. raysum 画像の MTF は DR よりも明らかに低く, 同一の線量指標値における SDNR 値の比較では, DR が低空間周波数において平均で 2 倍程度優れていた. 観察者実験では, 指や足では解像度が低いがゆえに DR よりも劣った. これらの結果から, DR に対する raysum の臨床利用に関する限界が示された.

英文 Summary: Ray-summation (raysum) images reconstructed from computer tomography (CT) volume data resemble digital radiography (DR) images, and therefore they have a potential to be used instead of DR images.

The aim of this study was to compare the physical image quality evaluated by signal-difference-to-noise ratio (SDNR) and clinical usefulness, between raysum and DR images. We employed an oval water phantom simulating adult abdomen for image quality measurement. Raysum images are reconstructed from CT volume data using an assumed x-ray quality of 70 keV. DR images were obtained using an indirect-type flat panel detector system. The normalized noise power spectra (NNPS) for various same dose indices (DR: entrance surface dose, CT: CT dose index volume) were measured from raysum and DR images. SDNRs were calculated from results of the NNPSs, modulation transfer function (MTF), and cartilage material contrast. Five experienced observers visually compared each pair of a clinical raysum image and a DR image for nine clinical cases (head, finger, pelvis, and foot). MTF of raysum was significantly lower than that of DR. SDNRs of DR were superior to those of raysum for each dose index, by an average factor of 1.24. For head

and pelvis images, raysum images were comparable or a little superior compared with the DR images, because the radiation doses of raysum was much higher than those of DR. For finger and foot cases, the raysum images were inferior to DR images due to its lower resolution. Our results indicated a limited clinical usefulness of raysum compared with DR.

Key Words: computed tomography (CT), ray-summation (raysum), modulation transfer function (MTF), normalized noise-power spectrum (NNPS), signal-difference-to-noise ratio (SDNR)

緒言

Multi-detector computed tomography (MDCT)がもたらす高精細かつ高精度な三次元データは、臨床的有用性が明らかであり、すでに画像診断に必要な不可欠な位置づけとして確立されている¹⁾。そして、いまなお技術開発は進み、更なる高速データ収集²⁾や多列化³⁾など、様々な報告がなされている。MDCT 装置とともに進化を続けている三次元画像処理ワークステーション (three dimensional-workstation: 3D-WS)についても、computed tomography (CT)画像から作成した三次元 CT 画像や multi-planar reconstruction は臨床に重要な役割⁴⁾を担い、近年は定量や動態解析など多彩なアプリケーションも開発されている。その 3D-WS に搭載される数ある処理の中で、初頭から搭載されている ray-summation (raysum)処理は、digital radiography (DR)と類似した投影画像を呈するが、その画質や DR との比較の報告はなく、利用価値に対する評価は定かでない。

DR は、検出器に入射する X 線強度に従った画像を構成する。ここで、単一エネルギーの X 線を仮定して被写体に入射する X 線の入射 X 線強度を I_0 、線減弱係数を μ 、被写体の厚さを x としたとき、射出した一次 X 線の強度 I は次式で表される。

$$I = I_0 e^{-\mu x} \dots (1)$$

検出器にて得られた X 線強度に線形な画像データは raw データと呼ばれ、対数変換、look up table (LUT)処理、そして周波数処理やダイナミックレンジ圧縮などの DR 特有の処理を加えることで臨床に用いられる DR 画像となる⁵⁾。そして、仮に散乱 X 線が無視できれば、対数変換後の DR 画像は(1)式における指数部分に比例する値となり、DR のそれぞれのピクセル位置における透過経路上の線減弱係数の積算値との比例関係となる。

一方、CT によって再構成された画像の画素値 (Hounsfield units: HU)は、水を基準とした線減弱係数に比例した値として定義され、次式で表される。

$$H = k(\mu_t - \mu_w) / \mu_w \dots (2)$$

ここで、 μ_t は被写体の線減弱係数、 μ_w は水の線減弱係数、 k は一般的に 1000 である。raysum 処理は、CT によって再構成された axial 画像を HU スケールのまま単純に 1 方向へ加算または平均処理を行った処理であるため、この画像のピクセル値はそのピクセル位置における投影経路上

の線減弱係数の和に比例する。

よって DR の raw データを対数変換した画像は、理論的には raysum 画像とコントラストを等しくすることが可能であるが、実際は CT と DR では用いる線質が異なること、CT では散乱 X 線の影響を少なくして CT 値を正確に求める工夫がされており、これに対して DR では散乱 X 線が必ずある程度含まれること、加えて、DR は対数変換後において、意図的に非線形なコントラスト特性へと変換するメーカー独自の処理を行うことから、対数変換後の DR 画像と raysum 画像のコントラストは一致しない。そのため、平等な条件下にて raysum 画像と DR 画像の比較を行うためには、DR の raw データを用いるだけでなく、様々な工夫が必要である。

本研究では、raysum 画像を DR の raw データと対比可能なように擬似 X 線強度画像へ変換する処理を行い、解像特性、ノイズ特性、及びコントラストを考慮した定量的画質評価法である signal-difference-to-noise ratio (SDNR)⁶⁾により DR 画像と比較した。また、臨床症例画像について、raysum 画像の画質改善処理を施した上で、DR 画像と比較し、raysum 処理の有用性を検討した。

1. 方法

1-1 I-raysum 画像

MDCT 装置に附属する画像処理機能や 3D-WS の raysum 画像処理は、なんらかの非線形な処理が施されている可能性があるため用いず、MATLAB STUDENT VERSION R2011a (MathWorks)を用いて raysum 画像を作成した。DR の画質評価では、一般に X 線強度に比例した raw データが用いられる。そこで、raysum 画像の画質を DR と比較するために、まず線減弱係数に比例した raysum 画像を raw データと類した擬似 X 線強度画像に変換する必要がある。このため、raysum 画像のピクセル値 R を(2)式の関係を用いて線減弱係数の投影経路上の加算値 A に変換した。

$$A = \sum (\mu_w R / k + \mu_w) \dots \dots (3)$$

更に(1)式の関係を用いて、raysum 作成時の投影方向のピクセルサイズを d として次式により相対強度値 (relative intensity: I)とすることで擬似的な相対強度値画像 (I-raysum 画像)に変換した。

$$I = I_0 e^{-Ad} \dots \dots (4)$$

なお、(3)式に定数として用いる水の線減弱係数を決定するためには、MDCT 装置の線質を定める必要があるが、ファントム内の線質を測る手法は提案されていない。そこで本研究では、アクリルの線減弱係数のエネルギー依存性を利用して、水ファントム内のアクリルロッドの CT 値からエネルギーを推測する手法を用いた。画質評価に用いる楕円柱水ファントム (後述)内に直径 50 mm のアクリルロッドを固定して、画質評価に用いる管電圧である 120kV にて CT 撮影を行い、アクリル部分の CT 値を計測した。National Institute of Standards and Technology⁷⁾のデータベースには、アクリルにおけるエネルギーと線減弱係数の関係が示されているのでこれを利用して、CT

値よりエネルギーに換算した。その結果、70 keV となったことから、水の線減弱係数は 0.1923 とした。なお、線質は想定値であり、この算出値の精度には問題があることを認識しての算出である。

1-2 画質計測

1-2-1 ファントム

Figure 1 及び Figure 2 に示す楕円柱ファントム (楕円長軸: 320 mm, 楕円短軸: 180 mm, 長さ: 200 mm, アクリル壁厚: 9.0 mm) を使用した。このファントムは成人腹部を模した形状であり、画質計測のために中央に平坦部 (160 mm×180 mm) を有し、前後方向 (楕円短軸方向) に撮影したときに平坦画像部分が得られる。ファントム内部は水で満たし、コントラスト測定用に厚さ 10 mm で 40 mm×40 mm の軟骨等価材 SZ-160 (京都科学) を平坦部の端に来るように前後方向の中間位置に固定した。なお、軟骨等価材を選択した理由は、軟骨が生体組成の成分として比較的固体差が少なく、後述の視覚評価において、頭部、骨盤部、そして四肢を試料として使用する際に、コントラストとして妥当と判断したためである。

Fig. 1

Fig. 2

1-2-2 測定の概要

CT 装置として、data acquisition system を 64 列装備した MDCT 装置、Aquilion CX (東芝メディカルシステムズ) を使用した。また DR 装置には、間接変換型 flat-panel detector (FPD) である Pixium-4600 (Trixiell) を装備する RADREX-i (東芝メディカルシステムズ) を使用した。

楕円柱ファントムの I-raysum 画像及び DR 画像における平坦部水部分を計測領域とし、ノイズ特性である normalized noise-power spectrum (NNPS) を測定した。コントラスト測定として、X 線強度にリニアな特性を有する DR 画像及び I-raysum 画像(後述)において、軟骨等価材部分及び水部分に関心領域を設定し、デジタル値: $signal_{target}$, $signal_{background}$ を測定し、次式によりコントラスト C を算出した。

$$C = \frac{signal_{target} - signal_{background}}{signal_{background}}$$

解像特性の指標である modulation transfer function (MTF) を CT においてはワイヤファントム及びマイクロディスクファントムを撮影して、DR ではタングステンエッジを別に撮影することで測定した。そしてこれらの測定結果から、次式にて $SDNR^2$ を算出した。

$$SDNR^2 = C^2 MTF^2 / NNPS \dots (5)$$

ここで、 $NNPS$ は本来散乱線体を含んだ状態で測定するべきではないが、以下の理由で $NNPS$ の基本的計算手法をそのまま用いることができる。

散乱体の画像における散乱 X 線含有率を S とすると、 $NNPS$ は信号を形成する X 線成分だけに適用すべきであるので、散乱 X 線の増加分によって $1/(1-S)^2$ 倍に過小評価される。しかし挿入したコントラスト物体から計測したコントラスト C は、 $(1-S)^2$ 倍に低下しているので $SDNR^2$ の計算に

における C^2 の項によって NNPS の過小評価は補正される. 散乱 X 線を含んだ画質の研究に SDNR を用いた Åslund らの報告⁴⁾では, 散乱体を含んだ平坦画像の signal-to-noise ratio (SNR) をバックグラウンド SNR として区別している. 本研究でのバックグラウンド SNR は, (5)式の $MTF^2/NNPS$ に該当する.

1-2-1 で述べたファントムは腹部を想定したものであり, 本研究における SDNR の算出は, 後に述べる MTF 及び NNPS の計測値を使用し, その際に設定する再構成フィルタ関数は FC13 を採用した.

1-2-3 MTF 測定

1) DR における MTF 解析

1.0 mm 厚のタングステンエッジ板 (東芝マテリアル)を, 散乱体を付加することなく 70 kV, 200 mA, 25 ms, 及び focus-detector distance (FDD): 1500 mm にて撮影した. 取得した試料から, 日本放射線技術学会監修の書籍, 「標準デジタル X 線画像計測」⁵⁾で示されるエッジ法に準拠した解析方法により垂直方向について presampled MTF を算出した. なお, 水平方向は, グリッドの縞目除去を目的としたローパスフィルタを用いている可能性があったため使用せず, NNPS 及び $SDNR^2$ の評価も垂直方向のみとした. なお, FPD の基本的な画質特性は水平と垂直に違いがないことが知られている⁸⁾.

2) CT における MTF 解析

0.2 mm 径の銅製ワイヤファントムを用いて, スライス面の MTF を測定した. 撮影条件は, 120 kV, ピッチファクタ: 0.828, コリメーション: 64×0.5 mm, 0.4 s/rot., volume CT dose index ($CTDI_{vol}$): 28.1 mGy (装置コンソール表示値)に設定し, display field of view (DFOV): 50 mm, 設定スライス厚: 0.5 mm として再構成を行った. 再構成フィルタ関数として, 腹部用に多用される FC13 と, 骨撮影に用いられる高解像度関数である FC30 を使用した. 解析方法は, 日本放射線技術学会監修の書籍, 「標準 X 線 CT 画像計測」⁹⁾に準拠した. MTF は解像特性を示す定量的尺度として古くから用いられており, 視覚評価と極めて高い一貫性を示すことが明らか^{10,11)}である. この MTF 計測では, 後述の NNPS 計測に採用した強度スケール変換は用いておらず, HU スケールの状態の axial 画像を用いて計測した. 仮に強度スケールへと変換する方法を採用した場合, 吸収体であるワイヤの材質や設定する線減弱係数, 線質, そして線質硬化に依存し, MTF の精度低下をきたす恐れがある.

0.05 mm 厚のタングステン円盤によるマイクロディスクファントムを用いて section sensitivity profile 測定し, これを 1 次元フーリエ変換し, 体軸方向の MTF を算出した⁹⁾. フィルタ関数を FC13 のみとした以外は, 撮影及び再構成条件をワイヤファントムと同一とし, 画像再構成間隔は 0.1 mm に設定した.

1-2-4 NNPS 測定

1) DR の NNPS 解析

楕円柱ファントムを, 70 kV, FDD: 1100 mm, 及び検出器全面を覆う照射野にて, DR 装置に付属の散乱 X 線除去用グリッド (グリッド密度: 78 本/cm, グリッド比: 10:1, 中間物質: Al, 三田屋製作所)を使用し撮影した. 線量計には, X 線出力アナライザ Piranha (RTI)を使用し, アルミ減弱法

にて半価層: 2.41 mmを得た. ファントム表面の入射表面線量 (entrance surface dose: ESD)は, 1.0 mGy, 2.0 mGy, 及び 3.0 mGyとした. この際に, 後方散乱係数及び皮膚と空気の吸収線量変換係数の比は, 入射表面線量計算ソフト SDEC V7.2¹²⁾にて得た値を使用した. ファントムの平坦部分の画像領域より, 「標準デジタル X 線画像計測」に準拠した解析手法により NNPS を算出した.

2) CT の NNPS 解析

楕円柱ファントムの平坦部を上面に向けるように配置して MDCT 装置で撮像し, その CT 画像から作成した前後方向投影による I-raysum 画像の平坦部分から NNPS を測定した. 撮影条件は, 管電圧, ピッチファクタ, 画像収集モード, 及び回転速度を MTF 測定と同一とした. 線量設定については, 用いたファントムが CTDI_{vol}を計測する 320 mm 径円柱ファントムではないため, CT 装置コンソールに表示される CTDI_{vol}に American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Report No.204¹³⁾参照による楕円換算の変換係数を乗算したうえで, 1.0 mGy, 2.0 mGy, 3.0 mGy 及び 20.0 mGy とし, 各線量に対し, 20 回ずつ収集した. DFOV: 256.0 mm, 設定スライス厚: 0.5 mm, 画像再構成間隔: 0.5 mm, そして腹部想定ファントムを用いたことから, 腹部用の再構成フィルタ関数: FC13 (腹部用)として再構成を行った. DFOV を 256.0 mm として, I-raysum 画像の x 方向のピクセルサイズを 0.5 mm とすることで, y 方向のピクセルサイズ (再構成間隔)と等しくした. NNPS 算出に際しては, 有効画素数が DR に比して少なく, 水平方向及び垂直方向の特性が大きく異なることが予測されたため, 128×128 にて切り抜き, パワースペクトルの軸上を除く上下もしくは左右 2 ラインを計算対象とした.

1-3 臨床画像による評価

1-3-1 評価用症例

臨床画像による視覚評価に先立ち, 画像に対して完全な匿名化を行い, 評価者に患者を特定できないようにした. また, 著者の施設における倫理委員会の承認を得た. 一般撮影と CT 検査がほぼ同時に行われた患者の症例画像を評価試料とした. 緊急開頭手術となった術前頭部前後方向及び側方向を有する脳出血症例 3 症例と, 経カテーテル的動脈塞栓術となった術前骨盤前後方向を有する骨盤骨折症例 3 症例, 手部背掌方向及び側方向を有する中手骨骨折症例の 2 症例, 及び足部側方向を有する足部踵骨骨折症例の 1 症例の画像を用いた. DR 画像は, 臨床に通常用いている画像処理を施した画像であるため, I-raysum 画像に対して次項に述べるような DR に用いる処理プロセスを適用した D-raysum 画像を作成した. なお, 臨床の CT 検査にて収集されたデータであるため, CTDI_{vol}にて, 7.6 (手部) ~ 61.0 mGy (頭部)で撮影されたものであり, DR より著しく大きな線量となった.

1-3-2 D-raysum 画像の作成

1) I-raysum 画像の取得

CT 画像の再構成においては, より詳細なデータが得られるように, 再構成間隔は 0.2 mm を, MTF が高周波まで強調される再構成フィルタ関数 FC30 を使用した. この条件によって再構成された axial 画像について, 画素ピッチが FPD と同じ 0.143 mm となるようにバイリニア法によるマトリクス数拡大を行い, raysum 処理に用いるボリュームデータのボクセルを等方位性にした上で,

DR 画像とほぼ一致する投影方向の I-raysum 画像を作成した。

2) 空間周波数処理

作成された I-raysum 画像に対して、DR 画像と近似した解像特性となるように空間周波数処理を施した。その空間周波数処理においては、I-raysum 画像と DR 画像の MTF の比による空間周波数処理係数 (frequency processing factor: FP)を用いた。まず、I-raysum 画像の水平方向 1 ラインについて、一次元高速フーリエ変換を行い、CT のスライス面内の MTF に対する DR の MTF の比から算出した水平方向 FP (FP_h)を乗算する計算をライン数 (垂直方向のピクセル数)分だけ繰り返した。次に、垂直方向について、同様の手順で、周波数空間上にて CT の体軸方向の MTF に対する DR の垂直方向の MTF の比から算出した FP (FP_v)を乗算した。その後は実空間の画像に戻すために、周波数空間へ変換した逆の手順として、垂直方向そして水平方向への一次元高速逆フーリエ変換をライン数分を繰り返した。なお、DR の MTF に対して CT の MTF が大きく劣ることから、過度な FP_h 値、 FP_v 値となることを避けるため、上限値をそれぞれ 2.5 とした。画像の印象を DR により近づけるために、DR 画像と同様に LUT 処理、ダイナミックレンジ圧縮、エッジ強調処理を加えることで、視覚評価用の raysum 画像である D-raysum 画像を作成した。Figure 3 は用いた頭部の DR 画像と D-raysum 画像の 1 例である。

Fig. 3

1-3-3 視覚評価

D-raysum 画像と DR 画像を、2 面仕様の 5 メガピクセル (2,048×2,508 ピクセル)モノクロ liquid-crystal display (LCD), RadiForce GS520 (EIZO)を使用し、視覚的比較評価を行った。LCD は、推奨輝度である 500 cd/m^2 にて、Digital Imaging and Communications in Medicine Part 14 に示されている grayscale standard display function に校正した。観察者は経験年数の平均 13.3 年の放射線科読影医 5 名 (経験年数:28.6, 21.4, 7.1, 5.2, 4.1 年)を対象とした。すべての医師に対し、研究への参加、そして視覚評価における結果の公開に関する同意を書面で取得し、また自らの意思で研究結果を辞退する意思が生じた場合には結果を取り消す合意を得た。同一部位、同一方向の画像について、LCD 左面に DR 画像を、LCD 右面に D-raysum 画像を全面表示させた。観察時には、拡大、縮小、観察距離、観察時間は任意とした。5 段階のスコアリング (DR 画像に対して D-raysum 画像が所見もしくは解剖学的指標の描出能において、明らかに優れる:5 点、やや優れる:4 点、同等:3 点、やや劣る:2 点、明らかに劣る:1 点)を用い、症例ごとと観察者ごとに、評価点の平均値、標準偏差 (standard deviation: SD)を算出した。有意差検定には、Mann-Whitney's U test を用い、有意水準を 5%とした。観察者間の評価基準の違いを把握するために、観察者 5 名の結果を 2 組ずつ全組み合わせについて、評価の一致度の指標となる weighted kappa (κ) 係数^{14,15)}を算出した。 κ 係数の重みづけは、1 ランク異なる評価に対して 0.5 を用いた。

2. 結果

2-1 MTF

DR と CT におけるスライス面内と体軸方向の MTF を Figure 4 に示す。10%MTF は、CT にお

いて FC13 で 0.7 cycles/mm, FC30 で 1.1 cycles/mm, DR では 2.7 cycles/mm であり, 明らかに DR が優れる結果であった.

Fig. 4

2-2 NNPS

Figure 5 a)に DR 画像, b)に I-raysum 画像における NNPS の結果を示す. この用いた画像には散乱 X 線成分が含まれていることから DR 画像と I-raysum 画像の比較に意味は無く, DR 画像については線量による変化を, I-raysum 画像については線量及び垂直と水平の違いが評価可能である. I-raysum 画像の水平方向は, CT の axial 画像の再構成フィルタ関数の影響を受け, 約 0.2 cycles/mm でピークを示し, それ以上の空間周波数では低下した. 垂直方向は, 最低空間周波数では水平とほぼ一致し, それ以外は水平より顕著に低い値となった. DR 画像及び I-raysum 画像において, 線量に反比例する NNPS が得られた.

Fig. 5

2-3 $SDNR^2$

コントラストは, DR 画像で 0.027, I-raysum 画像で 0.025 となった. このコントラスト値, MTF, 及び NNPS から算出した $SDNR^2$ の結果を Figure 6 に示す. 同一線量指標値の比較では, 垂直方向について線量レベル 3 種の平均で 0.39 cycles/mm 未満において I-raysum 画像が優れ, 水平方向は最低周波数を除くすべての周波数領域で DR 画像が優れた. 最低周波数における I-raysum 画像の $SDNR^2$ 値は, 線量レベル 3 種の平均として DR 画像の 123.7%となった. 線量設定を我が国の診断参考レベル¹⁶⁾は, DR: 3.0 mGy, CT: 20.0 mGy であり, この線量設定において比較すると I-raysum 画像は DR 画像に対して, 垂直方向が 0.86 cycles/mm, 水平方向が 0.32 cycles/mm 未満の空間周波数領域において上回った. 垂直方向の $SDNR^2$ の最大値は, 0.12cycles/mm において DR 画像に対し 8.6 倍を示した.

Fig. 6

2-4 臨床画像による評価

Figure 7 は, 空間周波数処理に用いた FP_h と FP_v である. DR 画像と D-raysum 画像の各症例における比較結果を Table 1 に, 観察者ごとに平均した結果を Table 2 に, 観察者間における評価の一致度を評価する weighted κ 係数を Table 3 に示す. 頭部画像と骨盤画像については, すべて平均値が同等である 3.0 を上回り, 頭部の総平均は 3.87, 骨盤のそれは 3.53 であった. その一方で四肢領域の画像の総平均は 2.53 となり, 平均である 3.0 を下回る結果であった. D-raysum 画像が統計的に有意となったのは, 頭部画像 2 症例と骨盤画像 1 症例, DR 画像が優位となったのは手部中手骨骨折 1 症例であった. Table 2 より, 各観察者について全症例の平均値をみると, 2 名が DR よりも D-raysum 画像の方が優れる評価を示した. 観察者 5 名の観察者間の違いを示す κ 係数は, 最大値が 0.53, 最小値は 0.19 を示し, 観察者間による評価の違いがあることを示す結果であった.

Fig. 7

Table 1

Table 2

Tabel 3

3. 考察

CT の MTF は、周波数強調の強い FC30 であっても 0.87 cycles/mm 未満では DR より高くなったものの、それ以上の空間周波数については明らかに DR が優れた。FC30 の 10%MTF が 1.1 cycles/mm であることから、この空間周波数以上の強調は困難であり、結果的に空間周波数処理を以ってして CT の MTF を DR に近似させることは困難であると考えられた。これは、CT の検出器開口幅が DR に比して大きいこと、実効スライス厚が 0.7~0.8 mm 程度であることによって、スライス面と体軸方向の解像特性が制限されることに起因する。

I-raysum 画像の NNPS は、水平及び垂直方向で顕著に異なる周波数特性を有し、全周波数領域について、垂直方向が水平方向よりも優れた。CT のスライス面の NNPS は filtered back projection による再構成における再構成フィルタ関数の影響を受け、ゼロ周波数でゼロとなり空間周波数が増加するにつれて増加し、ある空間周波数から低下する性質を示すことは知られており¹⁷⁾、その影響で最低空間周波数から増加し、その後低下する NNPS となった。これに対して、垂直方向は再構成フィルタ関数の影響を受けないため、スライス厚を開口幅とするデータサンプリングの性質を反映し単調減少の特性となった。よって、I-raysum 画像の NNPS 特性は FPD のような等方位性ではないことが示された。線量間の NNPS の比較では、I-raysum 画像は DR 画像同様に基準線量からの増減比率に応じて NNPS が全周波数にわたり平行に推移する特性が示されたことから矛盾のない結果であった。方法に述べた精度低下に起因する線減弱係数の設定について、線質硬化を伴わない前提とした場合 (実効エネルギー: 45 keV¹⁸⁾)、NNPS 値が全周波数域において 42.3%増加したことを確認している。線質硬化を含む再構成画像から推定した本手法が合理的であったと考える。

$SDNR^2$ 算出にあたり、DR 画像及び I-raysum 画像におけるコントラスト値はほぼ同一値であった。両者の比較において、互いに異なる線質に起因した被写体コントラストの差、そしてそのコントラストを阻害する散乱 X 線量は大きく異なり、これらの影響を包括的に示すコントラスト値は、結果として同等であったと言える。設定管電圧は DR の 70 kV に対し CT は 120 kV であり、被写体コントラストは明らかに DR が優れる。散乱 X 線については、CT の撮像において、散乱 X 線除去格子だけでなく、体軸方向に狭いコリメーションにて X 線を照射していること、X 線管と検出器との中間の位置に楕円柱水ファントムが配置されるジオメトリであることから、画像に寄与する散乱 X 線量は DR よりも少なく、コントラスト改善に大きく貢献していることが推測される。すなわち、I-raysum 画像は、DR 画像よりも散乱 X 線の影響を効果的に減少させた模擬 DR 画像であり、忠実に(1)式を反映した画像であることを意味する。ただし、120kV である点で、骨の線減弱係数が軟部に対して減少し、DR と比較して異なるコントラストとなる。骨を照準に計測を行っているが、他の材質

の被写体コントラストは考慮されていないため、今後の課題とする。また線質硬化の影響については、明らかに DR と CT で異なるが、本研究ではこの影響を考慮しておらず、更なる検証が必要である。

DR 画像及び I-raysum 画像における同一線量指標値の $SDNR^2$ を比較すると、垂直方向は 0.39 cycles/mm 未満で DR 画像よりも優れた。DR との比較において、I-raysum 画像が勝るのは垂直方向のみ、更に極低周波数領域に限られることから、臨床的に活用することは困難といえる。しかしながら、診断参考レベルを想定した場合には、I-raysum 画像は格段に優れた低周波数特性を得ることができる。前述のように、I-raysum 画像には強い方向依存性を有するので、仮ではあるが、I-raysum 画像が優れる垂直方向及び水平方向の上限の周波数の平均値: 0.59 cycles/mm 未満と見据えた場合には、同等線量では見出せなかった臨床利用への活路を見出すことが可能である。このため、本研究の視覚評価試料には、所見が比較的low周波数に含まれることを想定した骨盤部に疾患を有する症例を採用している。最低周波数の $SDNR^2$ は DR と同等のスコアが得られた。調べた限りでは、DR の detective quantum efficiency のような CT 装置の特性を示す測定報告がなく定かでない。なお、本研究では DR では ESD, CT では $CTDI_{vol}$ という尺度の異なる線量指標を一致させたが、この点で、それぞれの指標値と検出器が受ける線量の関係がどうなっているかは確認できておらず、今後の検討課題である。

視覚評価では、頭部画像及び骨盤部画像について、D-raysum 画像が DR 画像よりも優れる評価となる部位があった。これは、D-raysum 画像の線量が DR 画像よりも大幅に多く、高い $SDNR$ が得られたことから、限られた周波数領域の画像であるものの、一般撮影画像に求められる臨床的な目的を満足できていることが推測される。一方で、四肢領域においては、手部画像 1 症例で DR が優れ、他 2 例でも平均値が 3.0 を下回った結果であった。Figure 8 は、D-raysum 画像の評価が下回った一例である。これは、MTF が示すように明らかに解像度不足であり、骨梁の表現が困難であったことが考えられる。従って、鮮鋭性を要する部位については DR に劣ることが確認され、物理評価の結果と一致したと言える。臨床の現場では、高エネルギー外傷の症例の際に胸部・骨盤部の一般撮影を行うことがあるが、バックボードや衣服の金属、器具などが画像内に混入したり、満足な撮影体位を得られないケースも日常的に生じている。本研究において言及していないが、三次元情報から再構成する raysum 処理には、不要な陰影となる部分を除外したり、回転処理を組み込むことによって理想的な体位における投影計算を行うなどの工夫も可能である。

fig. 8

観察者 5 名の評価を比較すると、スコア平均には比較的大きい差が生じた結果であり、観察者間における一致度の指標となる κ 係数の結果においても差が生じた。これは所見や解剖学的指標の見やすさを判定するという評価基準に要因があったことによると考える。しかし、頭部画像及び骨盤部画像では、SD が最も大きい症例においても 0.71 であり、評価の一致こそ難しいものの、1 点差未満に止まる評価が多かった。よって、手指のように解像度を重視する部位以外では、DR に対して明らかに高い線量で撮影した CT 画像から作成した raysum 画像の潜在的な有効性が示唆される。

救急医療の高エネルギー外傷症例に全身 CT 検査が初期診断に有用¹⁹⁾であることはすでに周知されている。よって現時点では、診断目的が高周波成分の解像特性を必要としないことを前提

として, raysum 画像が DR よりも優れた画質を提供できることが本研究によって示唆されたことから, raysum 画像の臨床活用が期待される. ただし, 製品化されている 3D-WS には本研究で行ったような D-raysum 画像の構築手法が搭載されていないため, 本研究の結果と一致しない可能性がある. また, CT 画像の 512×512 マトリックスも解像特性を制限していることから, D-raysum 画像の構築のための 1024×1024 の利用なども考慮すべきである. 今後 CT 装置の高解像度化の技術革新により, 高空間周波にわたる SDNR が確保されれば, CT 撮影をした症例における D-raysum 画像の適用範囲拡大と活用が期待される.

4. 結語

本研究では, MDCT によって得た HU 値スケールの axial 画像を相対強度スケールへと変換した I-raysum 画像を構築し, 可能な限り平等な条件下において物理的画質特性を計測し, DR 画像と比較した. その結果, SDNR を同一線量指標値で比較した場合, 低周波数領域において同等のスコアが得られた. 更に, 臨床を想定する線量にて CT を撮像した場合には, 大幅な SDNR 改善を期待でき, 高空間周波数領域を除いて I-raysum 画像が DR 画像よりも優れることが示された. 頭部, 骨盤部及び手指の臨床画像における D-raysum 画像と DR 画像の比較では, 頭部および骨盤部で半数の症例で D-raysum 画像が優れ, 手指において DR 画像が優った.

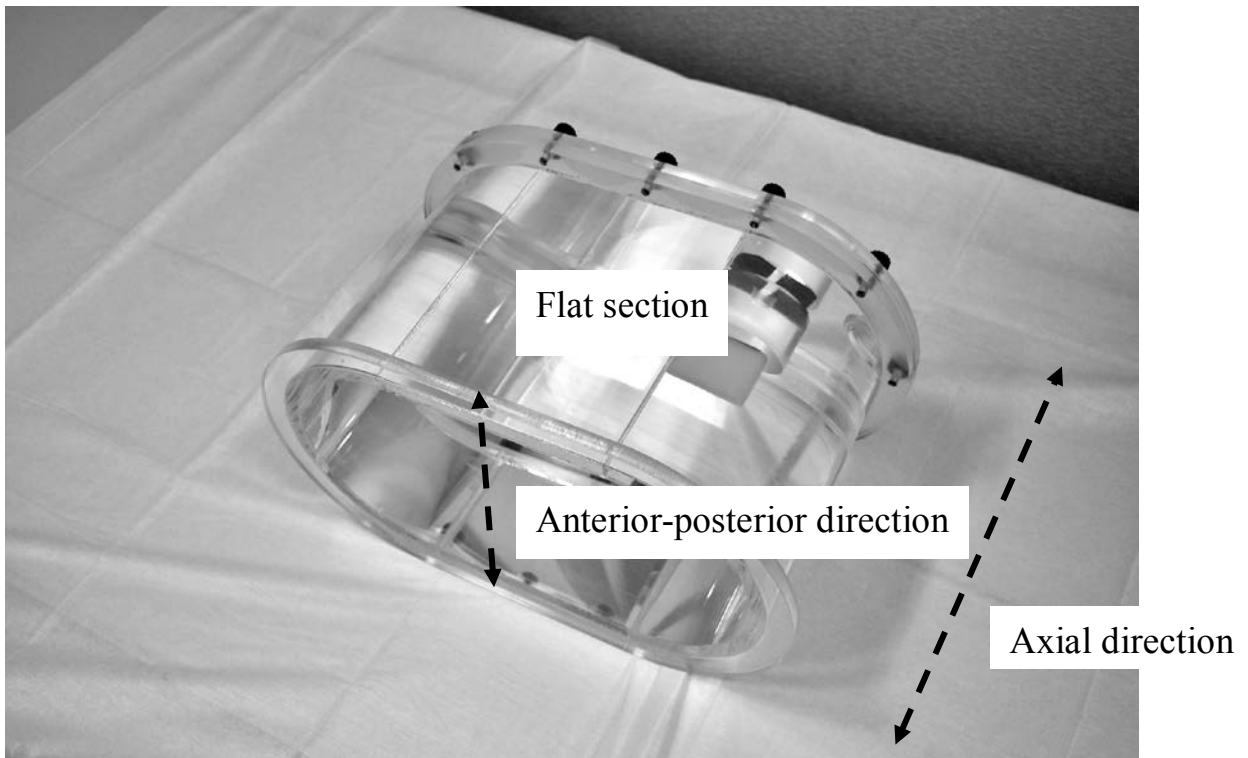


Fig. 1 Oval water phantom with flat section.

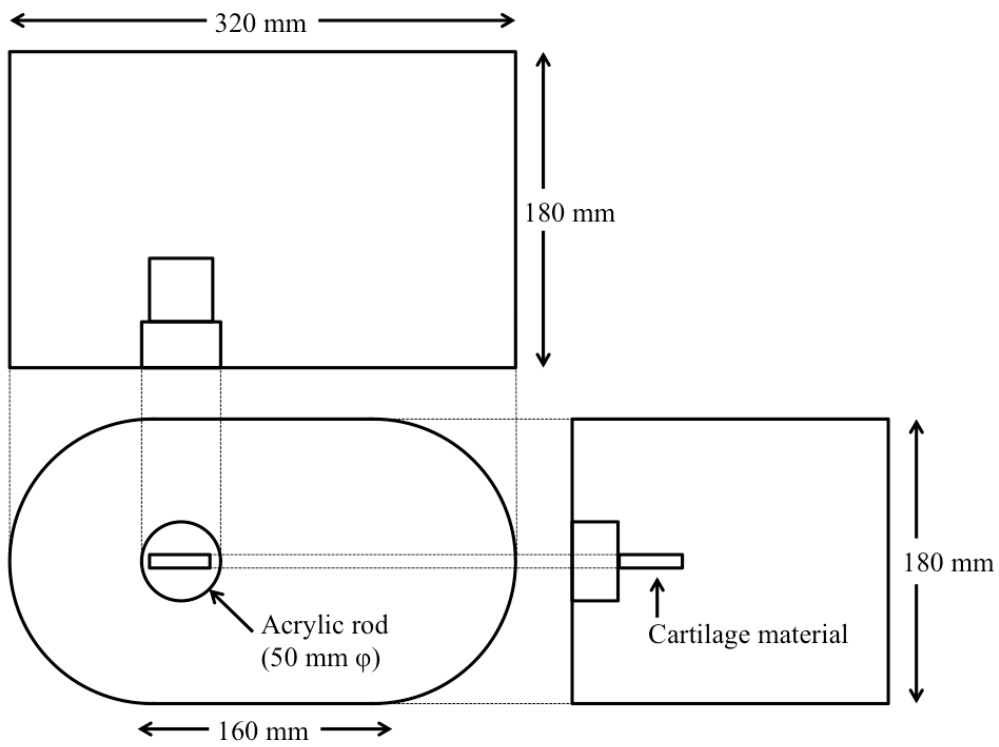


Fig. 2 Schematic illustration of oval water phantom with flat section.

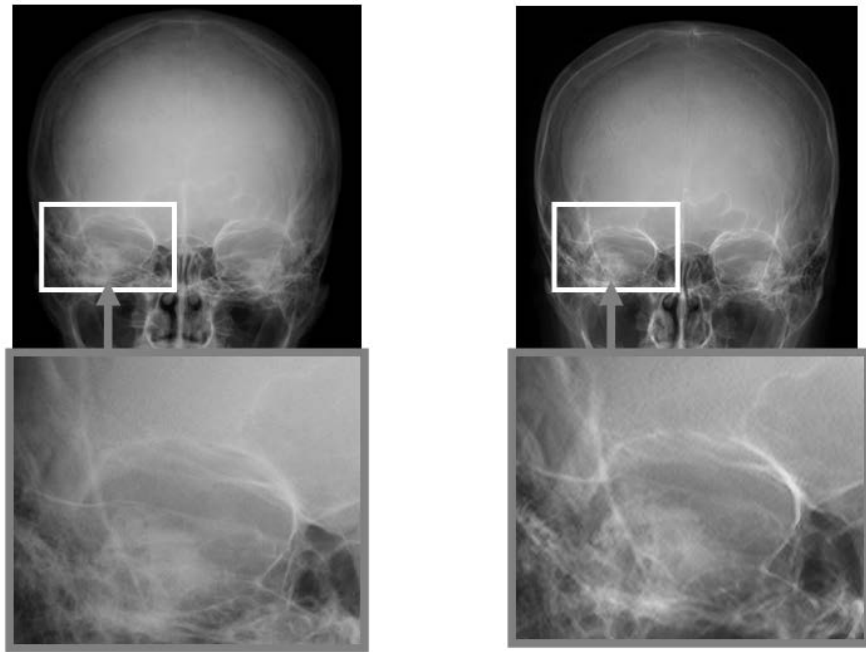


Fig. 3 Examples of (a) DR image and (b) D-raysum image for head.

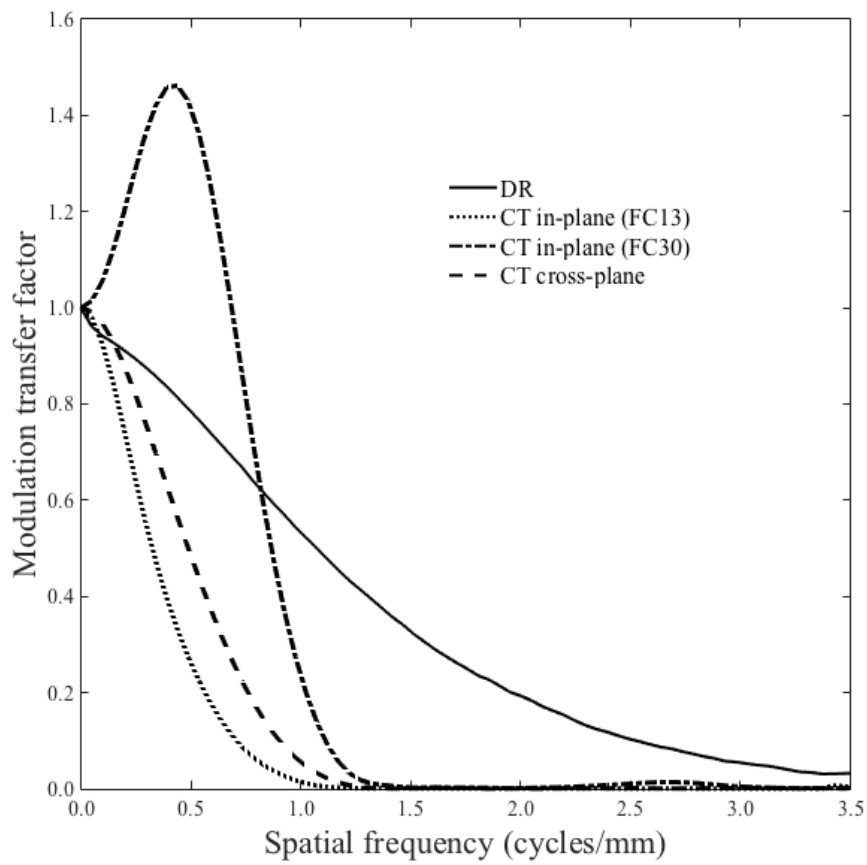


Fig. 4 Results of MTFs.

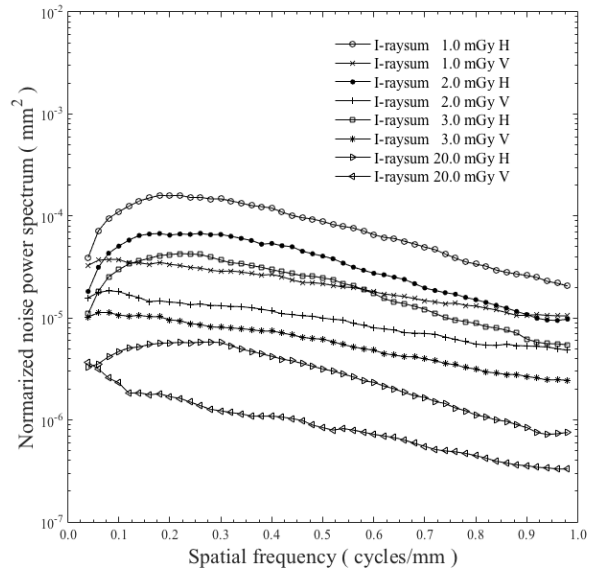
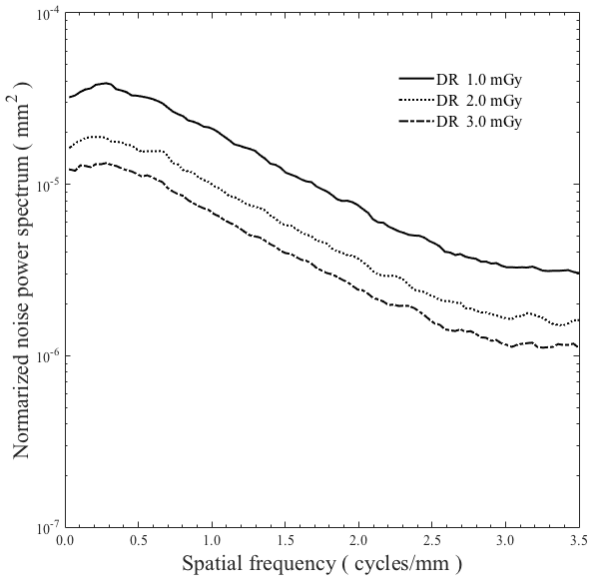


Fig. 5 (a) NNPS results of DR for dose indices of 1.0 mGy, 2.0 mGy, and 3.0 mGy. (b) NNPS results of I-raysum for dose indices of 1.0 mGy, 2.0 mGy, 3.0 mGy, and 20.0 mGy.

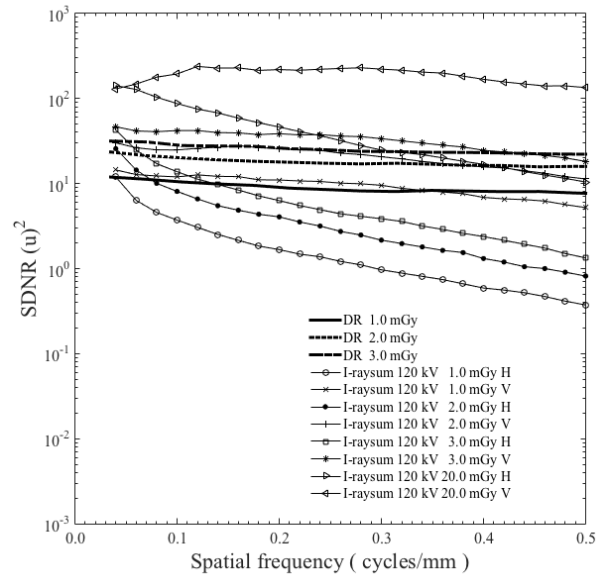
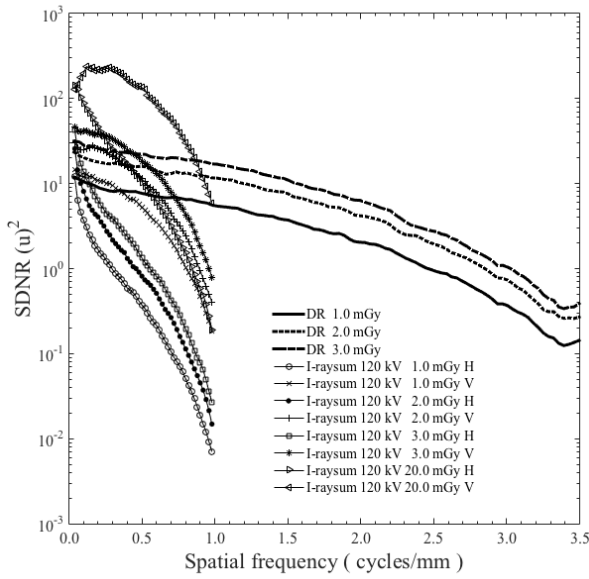


Fig. 6 (a) $SDNR^2$ results of DR and I-raysum for dose indices of 1.0 mGy, 2.0 mGy, and 3.0 mGy for DR and I-raysum; 20.0 mGy for I-raysum. (b) Rescaled the x-axis of (a)

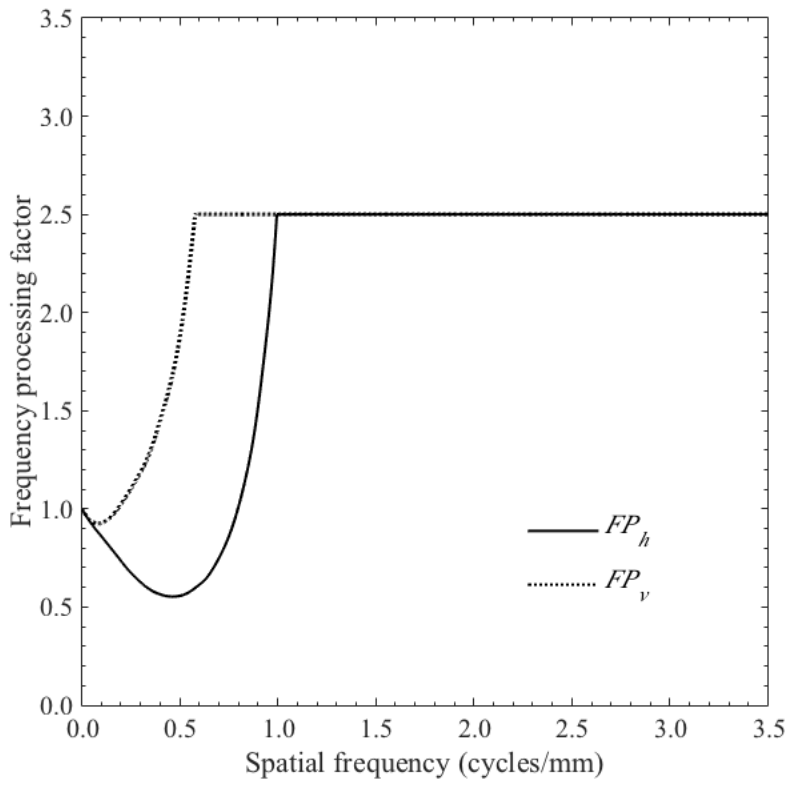


Fig. 7 Frequency processing factors for equalizing I-raysum's resolution to DR.

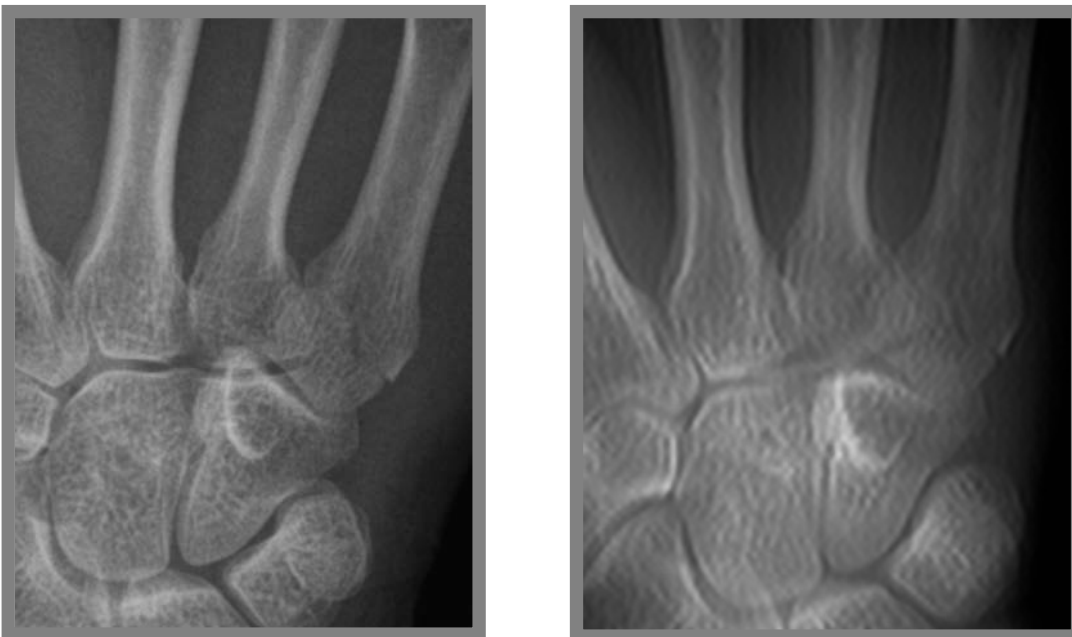


Fig. 8 Examples of (a) DR image and (b) D-raysum image for finger.

Sample images	Mean	S.D.	<i>p</i> value
Case 1 Head (AP + LAT)	4.20	0.45	0.008*
Case 2 Head (AP + LAT)	3.80	0.45	0.048*
Case 3 Head (AP + LAT)	3.60	0.55	0.167
Case 4 Pelvis (AP)	3.40	0.55	0.444
Case 5 Pelvis (AP)	3.20	0.45	1.000
Case 6 Pelvis (AP)	4.00	0.71	0.048*
Case 7 Finger (AP + LAT)	2.20	0.45	0.048*
Case 8 Finger (AP + LAT)	2.60	0.55	0.444
Case 9 Foot (LAT)	2.80	0.84	0.444

* : Significant at the 5% level

Table 1 Results of visual comparison score for nine clinical cases. The scores more than 3 indicates a potential of raysum superiority, and two cases of head and one case of pelvis were significant.

Observer	Mean	S.D.	<i>p</i> value
A	3.11	0.78	0.418
B	3.56	0.53	0.029*
C	2.89	0.78	0.418
D	3.67	0.87	0.009*
E	3.33	1.00	0.234

* : Significant at the 5% level

Table 2 Mean scores and standard deviation values of five observers.

Observer	A * B	A * C	A * D	A * E	B * C	B * D	B * E	C * D	C * E	D * E
Weighted κ Coefficients	0.40	0.45	0.40	0.27	0.23	0.53	0.21	0.25	0.53	0.19

Table 3 Interobserver agreement values evaluated by weighted kappa(κ).

- 1 辻岡勝美. マルチスライス CT の基礎. 日放技学誌 2000 ; 56(12) : 1391-1396.
- 2 庄司友和, 樋口壮典, 飯田哲也. Dual Source CT を用いた冠状動脈造影 CT における使用基準の有用性. 心電同期高速二重螺旋スキャンと螺旋スキャン, 非螺旋スキャンの被ばく線量比較. 日放技学誌 2013 ; 69(3) : 257-263.
- 3 瓜倉 厚志, 中屋 良宏, 市川 勝弘 他. 320-row Multi Detector Computed Tomography におけるノンヘリカルスキャンの物理特性日放技学誌 2012 ; 68(4) ; 432-442.
- 4 佐藤嘉信. わかりやすい 3 次元画像処理の基礎 : 等方ボクセルの利点について. 画像診断 2000 ; 20(5) : 499-508.
- 5 市川勝弘, 石田隆行. 標準デジタル X 線画像計測. オーム社, 東京. 2010.
- 6 Magnus Åslunda, Björn Cederström. Scatter rejection in multislit digital mammography. Med Phys. 2006 33 (4):933-940.
- 7 J. Hubbell and S. Seltzer, "Tables of x-ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients 1 keV to 20 MeV for elements $z = 1$ to 92 and 48 additional substances of dosimetric interest," NIST Technical Report (Ionizing Radiation Division, National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD, 1995).
- 8 Samei E, Flynn MJ. An experimental comparison of detector performance for direct and indirect digital radiography systems. Med Phys. 2003 30(4):608-22.
- 9 市川勝弘, 村松禎久. 標準 X 線 CT 画像計測. オーム社, 東京, 2009.
- 10 横井知洋; 高田忠徳; 市川勝弘. 直接型および間接型 Flat Panel Detectors と Computed Radiography における物理的画質評価を利用した画質同一化の試み. 日放技学誌 2011, 67(11) ; 1415-1425.
- 11 市川勝弘, 小寺吉衛, 大橋一也, 他. 等解像度画像を用いた CT の性能評価. 日放技学誌 2006 ; 62(4) ; 522-528.
- 12 加藤秀起, 藤井茂久, 吉見勇治. 診断用 X 線領域における入射表面線量計算ソフト SDEC の開発. 日放技学誌, 2009 ; 65(10) : 1400-1406.
- 13 AAPM Report No.204 : Size-Specific Dose Estimates(SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations
- 14 Koji Hashimoto, Shoji Kawashima, Masao Araki, Kazuo Iwai, Kunihiko Sawada, and Yutaka Akiyama. Comparison of image performance between cone-beam computed tomography for dental use and four-row multidetector helical CT. Journal of Oral Science, 2006 ; 48 (1), 27-34
- 15 SKETCH 研究会統計分科会. 臨床データの信頼性と妥当性. 東京 : サイエンティスト社, 2008.
- 16 Diagnostic Reference Levels Based on Latest Surveys in Japan - Japan DRLs 2015- (<http://www.radher.jp/J-RIME/>).
- 17 Kijewski MF, Judy PF. The noise power spectrum of CT images. Phys Med Biol 1987; 32(5): 565-575.
- 18 飯田泰治, 能登公也, 三井渉, 他. 銅製パイプ型吸収体を用いた新しい実効エネルギー測定法. 日放技誌 2011 ; 67(9) ; 1183-1191.
- 19 Huber-Wagner S, Lefering R, Qvick LM, et al: Effect of whole-body CT during trauma resuscitation on survival: a retrospective, multicentre study. Lancet 2009; 373: 1455-1461.