

学位論文

Dual Energy CT の仮想単色画像における
CT 値精度とノイズの品質管理

DM17009 小林 隆幸

北里大学大学院医療系研究科医学専攻博士課程
医療工学群 診療放射線技術学
指導教授 五味 勉

著者の宣言

本学位論文は、著者の責任において実験を遂行し、得られた真実の結果に基づいて正確に作成したものに相違ないことをここに宣言する。

要旨

【背景・目的】

Dual energy computed tomography (DECT) は従来の CT 画像とは異なり，エネルギーの異なる 2 種類の X 線データを用いることで画像再構成や画像処理を行う。現在，エネルギーの取得方式が異なる装置が市販されている。

DECT で取得できる画像には，仮想単色 X 線画像 (virtual monochromatic x-ray image : VMI) ，仮想非造影画像，物質弁別画像などがある。VMI は，実質的に同じエネルギーレベルの単一 X 線エネルギーと同様なスキャン画像を生成し，仮想単色エネルギーレベルを変化させることでヨード造影剤の強調効果の変化が可能である。

国際電気標準会議 (international electrotechnical commission : IEC) では，CT 装置の基本性能と精度管理に関する規格を制定している。このうち，水の CT 値測定とノイズ測定は，品質管理で最も一般的な測定項目である。VMI は，従来の CT 画像と同様に被写体による X 線の減衰を画像化したもので，画素値は CT 値で表現されている。水の CT 値を 0 HU，空気の CT 値を -1000 HU として物質の X 線減弱を相対的に CT 値に変換する点は，従来 CT 画像と同じである。CT 値やノイズの定期的な測定は，DECT における重要な品質管理ツールである。なぜなら CT 値の精度が高く，画質が安定した画像を提供することは，医師や被検者にとって重要だからである。

本研究の目的は，DECT における VMI の品質管理 (CT 値精度，ノイズ測定，測定頻度) について検証することである。また，装置 (データ収集システム) やエネルギーレベルの違いが CT 値の精度およびノイズの変動に及ぼす影響についても検討した。

【方法】

本研究では，3 種類の CT 装置を使用した。使用した装置は (1) SOMATOM Definition Flash (Siemens Healthineers, Forchheim, Germany) ， (2) IQon Spectral CT (Philips Healthcare, Eindhoven, Netherlands) ， (3) Revolution HD (GE Healthcare, Waukesha, Wisconsin, USA) である。SOMATOM Definition Flash は 2 本の X 線管と検出器を持つ dual source dual energy CT (dsDECT) であり，IQon Spectral CT は 2 層型検出器を持つ dual layer dual energy CT (dlDECT) ，Revolution HD は高速に管電圧切替を行う rapid kV switching dual energy CT (rsDECT) である。

それぞれの装置に附属する QA (quality assurance) ファントムを single energy (SE) および dual energy (DE) モードでスキャンを 2 ヶ月間行った。QA ファントムはいずれも外径 200 mm の円筒形で，内部は水で満たされている。DE スキャンによ

り得られた raw data から 40 keV, 50 keV, 70 keV, 100 keV, 120 keV, 140 keV の VMI を再構成した。SE モードでは撮影管電圧 120 kVp でスキャンを行った。取得した画像から CT 値およびノイズを測定し、その変動係数を算出した。なお CT 値、ノイズの測定法は IEC 規格に準拠した。

【結果】

VMI の CT 値およびノイズは SECT における IEC 規格で定められた基準値の範囲に収まった。

dsDECT と rsDECT の CT 値およびノイズ量は、エネルギーが高いほど低い値となった。dIDECT は他の装置に比べ、エネルギーレベルが高い時に CT 値が高く、ノイズはエネルギーレベルの影響を受けにくかった。CT 値の変動係数は dsDECT と rsDECT ではエネルギーレベルにより変化があるが、dIDECT ではエネルギーレベルによる変化は少なかった。ノイズの変動係数はすべてのエネルギーレベルで dIDECT が他の 2 機種より高くなった。

【結語】

VMI の CT 値およびノイズを経時的に測定することで、装置が異なることによる CT 値精度やノイズ特性についての特性が把握できた。また従来型装置と同様に CT 値やノイズを測定することは VMI の品質管理に有用であることが判明した。そして、その測定方法や頻度は IEC で規定された不変性試験の基準を担保することが望ましい。

Abstract

Objective: Quality control of computed tomography (CT) systems is important. This study aimed to validate the quality control (CT value accuracy, noise, and measurement frequency) of virtual monochromatic x-ray images (VMI) in different dual-energy (DE) CT scanners.

Methods: Three types of CT scanners were used: dual-source DE CT (dsDECT), dual-layer DE CT (dlDECT), and rapid kilovoltage switching DE CT (rsDECT). For 2 months, water phantoms were scanned with single and DE modes. The mean CT values of water and noise were measured from acquired images, and their coefficients of variation (CV) were calculated.

Results: dsDECT and rsDECT had better CT value accuracy and lower image noise amounts at higher energy levels of VMI. For dlDECT, CT values increased as the energy levels of VMI increased; however, the amount of noise was not affected by the energy levels. The CV of the CT values for dsDECT and rsDECT differed somewhat but differed less for dlDECT according to the energy levels. These results met the constancy test criteria specified by the International Electrotechnical Commission (IEC).

Conclusion: CT values and noise measurements using VMI over time confirm their usefulness as quality control tools. Their measurements should follow the criteria of the constancy test specified by the IEC.

目次

1. 序論	- 1 -
1.1 CT装置の変遷	- 1 -
1.2 CT値	- 2 -
1.3 Quantitative CT	- 2 -
1.4 Dual Energy CT	- 3 -
1.5 仮想単色 X線画像 (virtual monochromatic x-ray image : VMI)	- 6 -
1.6 VMIの作成原理	- 7 -
1.7 VMIの作成	- 8 -
1.7.1 Raw data baseのDE解析	- 8 -
1.7.2 Image data baseのDE解析	- 9 -
1.8 CT装置の精度管理	- 10 -
1.8.1 IEC規格	- 10 -
1.8.2 CT装置の精度管理(日常点検)	- 11 -
1.9 本研究の目的	- 12 -
2. 方法	- 13 -
2.1 スキャンニング	- 13 -
2.1.1 使用機器	- 13 -
2.1.2 ファントムの設置	- 14 -
2.1.3 スキャン条件	- 15 -
2.2 画像再構成	- 15 -
2.3 CT値測定	- 15 -
2.4 ノイズ(SD)測定	- 16 -
2.5 変動係数の算出	- 16 -
3. 結果	- 17 -
3.1 CT値	- 17 -
3.2 画像ノイズ(SD)	- 20 -
3.3 変動係数	- 23 -
4. 考察	- 25 -
5. 総括	- 28 -
6. 謝辞	- 29 -
7. 引用文献	- 30 -
8. 業績目録	- 35 -

1. 序論

1.1 CT装置の変遷

1895年にW.C. RoentgenによってX線が発見されて以来、X線撮影は医学診断で大きな役割を果たしている。しかし、X線撮影により得られる画像は透過像であり、人体内部の詳細な位置関係を表現できるものではない。人体は3次元的な構造物であり、X線撮影ではこれをある方向に投影することで2次元画像としている。例えば胸部のX線撮影を行った場合、肺野の病巣が画像上に写っていたとしても、それが肺野内の前方にあるのか、後方にあるのかはわからない。このような問題を解決するために、正面像と側面像の2方向での撮影が行われる。また断層撮影法なる手法が開発されたが、目的断面以外のボケや障害陰影が重なるため、画像の鮮明度に欠け、目的断面以外にX線吸収の高い物質があった場合に障害陰影が顕著になるなどの問題があった。

これらの問題を解決すべく、X線CT (Computed Tomography) 装置は1968年に英国EMI社のGodfrey Newbold Hounsfield博士によって発明され、1972年に臨床用X線CT装置として、EMIスキャナが発表された¹。EMIスキャナは頭部専用機として開発され、X線管と検出器が対向するように設置されており、今日まで標準化されている機構を有している。撮影にあたり、X線管と検出器が直線的に頭部周囲を横切り、透過X線をサンプリングする。この動作は1度ずつ合計180回繰り返す、5分間の撮影時間を要して1断面の画像を取得することができた²。しかし、5分間という撮影時間は人体にかかわる呼吸性移動の影響を無視できず、対象部位に限界があった。しかしながらCT装置は類まれなる開発競争が展開され、熾烈な競争下で様々なアイデアに基く多様な装置が開発され、驚異的速さで進歩発展を遂げた。1980年代にはいると、扇状のビーム形を使用し、X線管と検出器が同時に連続回転するスキャン方式 (Rotate-Rotate方式) が考案された。本仕様はヘリカルスキャン (またはスパイラルスキャン) と呼ばれ、寝台を一定速度で移動させ撮影時間は20秒にまで大幅に短縮された。

この連続撮影により呼吸性移動によるアーチファクトの影響が改善され、広範囲 (全身) 撮影が可能となった³。ハードウェアおよびソフトウェアの進歩に伴い、multi detector row CTが普及した。近年においては検出器の収集列数は最大320列 (検出器幅160mm) を有するarea detector CTやX線管と検出器を2組搭載したdual source (ds) CTなどが開発され広範囲かつ高速撮影が可能になり、冠動脈CTや脳血管の機能解析が容易となった。

1.2 CT 値

CT は X 線吸収 (減弱) 値測定装置とも言え、X 線吸収係数の定量的測定結果を濃淡で表示したものが断層像である。CT は X 線吸収係数をより正確に、安定して、測定すべく進化してきている。当初は静止物体を対象としていたが、今や心臓の血管に沈着したコレステロールや血栓などの性状評価にまでおよんでいる。

放射線と物質の相互作用の原理より、あらゆる物質と診断領域における X 線の相互作用は光電効果とコンプトン効果におけるエネルギー依存性が生じる⁴。そのため、X 線エネルギーの変化に伴い、物質は固有の非線形の線減弱係数の変化を示す。その大小については原子番号に大きく依存する。CT では CT 値 (CT value or CT number) と呼ばれる定量的単位が用いられる。生体組織各部の吸収係数の値を、“水を 0”とした相対値で表したものであり、水の線減弱係数 (μ_w) に対する、対象とする物質の線減弱係数 (μ_m) と水の線減弱係数の差に係数 (1000) を乗じたものと定義される (式(1))。

$$CT\ Value = \frac{\mu_m - \mu_w}{\mu_w} \cdot 1000 \quad (1)$$

最新の装置では水の吸収値の 2 倍以上の高吸収も表現できるように、もっと大きな CT 値も表示可能になっている。この X 線吸収係数に対する分解能は密度分解能であり、特定濃度の対象をどの程度まで識別可能かで評価される。実際の X 線は発生源から拡がりを持ち、スペクトル的に単色ではないので、組織の CT 値は統計的平均値と考えるべき値であり、CT 値のばらつきの程度を示す標準偏差 (σ) とも関連する。

1.3 Quantitative CT

放射線の線減弱係数は物質毎に異なる。照射する放射線のエネルギーが異なると同じ物質であっても線減弱係数は異なる。これらの特性を応用し、単一のエネルギーの放射線を照射して得たデータに比べ、複数のエネルギーの放射線を照射して得たデータには物質を同定する情報がより多く含まれる。この原理を利用し画素に含まれる物質の同定に特化した CT が Quantitative CT と呼ばれる。

Quantitative CT は CT の開発が間もない 1970 年代に考案され、CT を用いた骨塩定量などにいち早く応用された⁵⁻⁸。この Quantitative CT の骨塩定量における応用は CT 用骨塩定量ファントムがあれば、CT 装置を選ばず実施できたため、一般病院でも広く普及していった。しかし、被ばく量の少ない dual-energy X-ray absorptiometry (DEXA) scanner が開発され、その普及後は撮影されなくなった。

1.4 Dual Energy CT

DE (Dual Energy) CT の概念は古く、1970 年代の CT 発明時から提唱されていた。CT 値はあくまで相対値に過ぎず X 線エネルギーに依存するため、撮影条件（管電圧、金属フィルター、線質硬化現象*1）およびメーカーで整合性を図ることは困難である。日常診療において、CT における撮影対象は人体である。そのため対象とする物質は元素固有の状態で撮影することはなく、混合物が主となる。撮影条件は機種によって広く決定されるが、頻用されるエネルギーは管電圧 120 kVp が多く用いられる。しかし、1 種のエネルギーで撮影されることで、混合物が有する線減弱係数は複合的な要素を含んだ CT 値として表現される。つまり、物質の状態を示す密度や質量減弱係数は定量できない。しかし、2 種の異なる X 線エネルギーを用いる DE 技術は、それを解決に近づける手段となる。例えば、同一の物質を 2 種のエネルギーで撮影したとき、2 点の CT 値が求まり、線減弱係数が算出される。その線減弱係数に相当する物質（実効原子番号）を同定することが可能となる⁹。

DECT は通常、異なる 2 種類の光子エネルギーの投影データを必要とする¹⁰⁻¹²。この 2 種類の投影データはエネルギー以外に、時間的位相と投影角度にズレがないことが前提となっている。現在、主要メーカーは多様な DECT を開発しているが、技術や発想の違いにより、特徴や実現過程が異なっている。現在、5 種類の市販装置があり、①X 線管と検出器を 2 組搭載し、異なるエネルギーを出力することで 2 種類の X 線データを取得する装置^{13,14} (図 1)、②X 線管電圧を高速で切り替えることで 2 種類の X 線データを取得する装置¹⁵ (図 2)、③上下 2 層検出器を使用して 2 種類の X 線データを取得する装置^{13,16} (図 3)、④X 線照射口の半分にフィルターを挿入し、体軸方向の 2 種類の X 線データを取得するシステム¹⁴ (図 4)、⑤回転ごとにエネルギーを切り替え、2 回転分のデータ取得後に寝台を移動し、2 種類の X 線データを取得するシステム¹⁰ (図 5) である。④は低エネルギー X 線と高エネルギー X 線のエネルギー差が得にくいことと撮影ピッチが小さくしなければいけないため撮像時間がかかる。⑤は高管電圧撮影時と低管電圧撮影時で時間的誤差が生じる。このような理由から主に臨床で使用されているのは、①、②、③の装置である。

DECT で取得できる画像には、仮想単色 X 線画像 (virtual monochromatic x-ray image : VMI)、仮想非造影画像、物質分解画像等がある^{10-12, 17-24}。

*1 CT において X 線が被写体を透過する際に、連続 X 線の低エネルギー成分が減少することで実効エネルギーが高エネルギー側にシフトする現象。円形被写体中央の CT 値が低下するカップリングアーチファクトや後頭蓋下のダークバンドアーチファクトの原因となる。

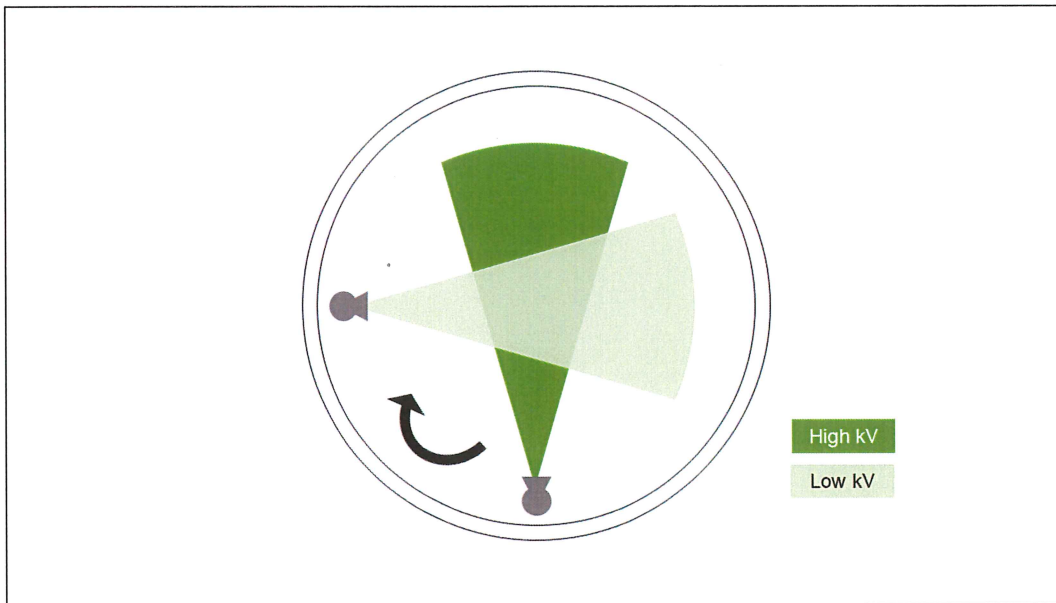


図 1 Dual source DECT

2 式の X 線管と検出器が 90 度位相をずらして配置されている。それぞれ高管電圧 X 線，低管電圧 X 線を発生させエネルギーの異なるデータを取得する機構。

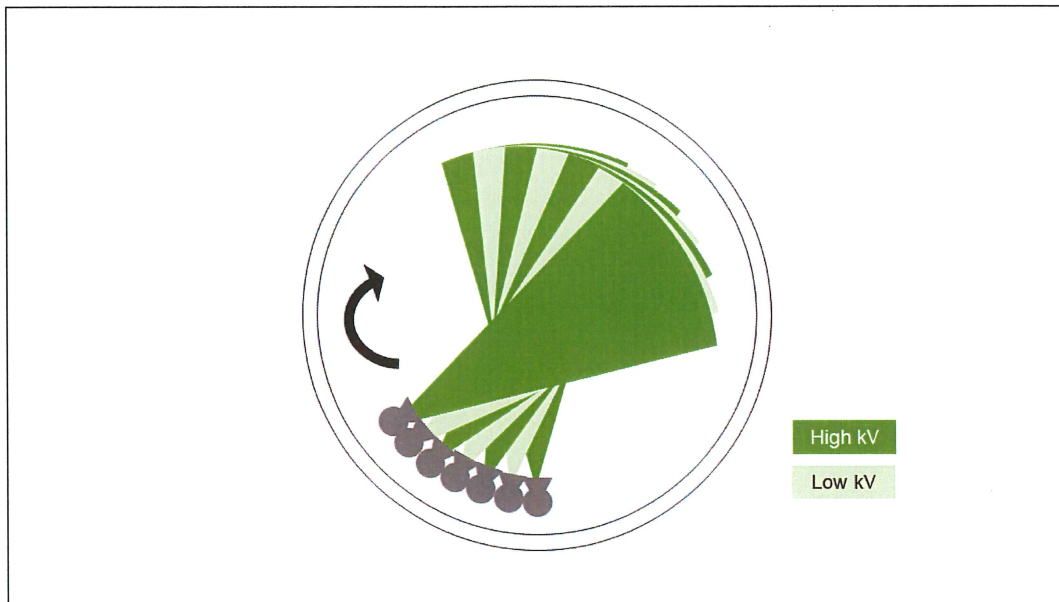


図 2 Rapid kV switching DECT

1 式の X 線管と検出器であるが，管電圧を高速で高管電圧と低管電圧に切替を行うことによりエネルギーの異なるデータを取得する機構。

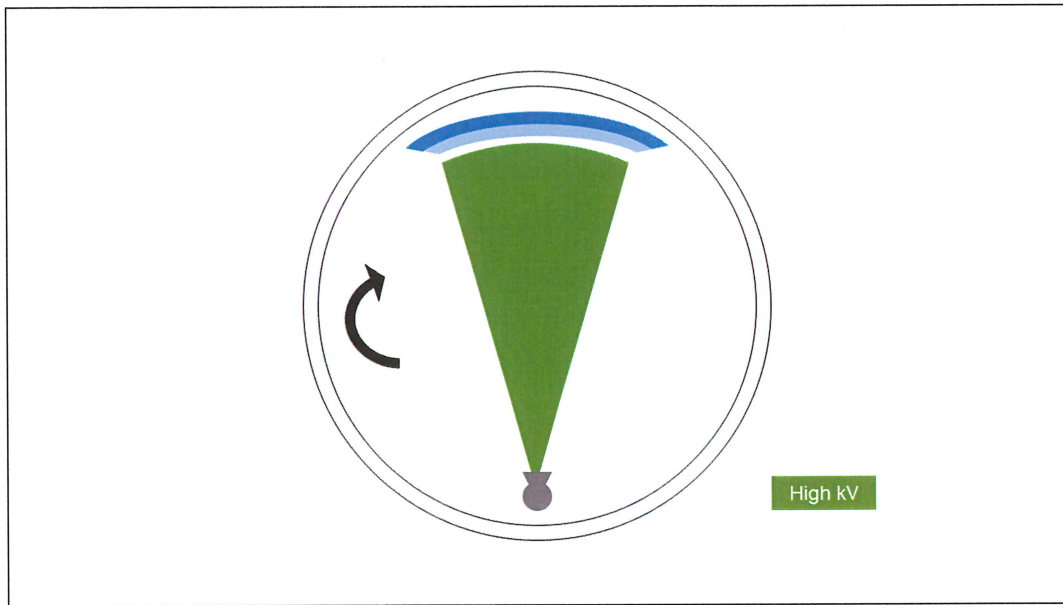


図 3 Dual layer DECT

1 式の X 線管と検出器であるが，検出器が 2 層になっており，エネルギーの異なるデータを取得する機構。

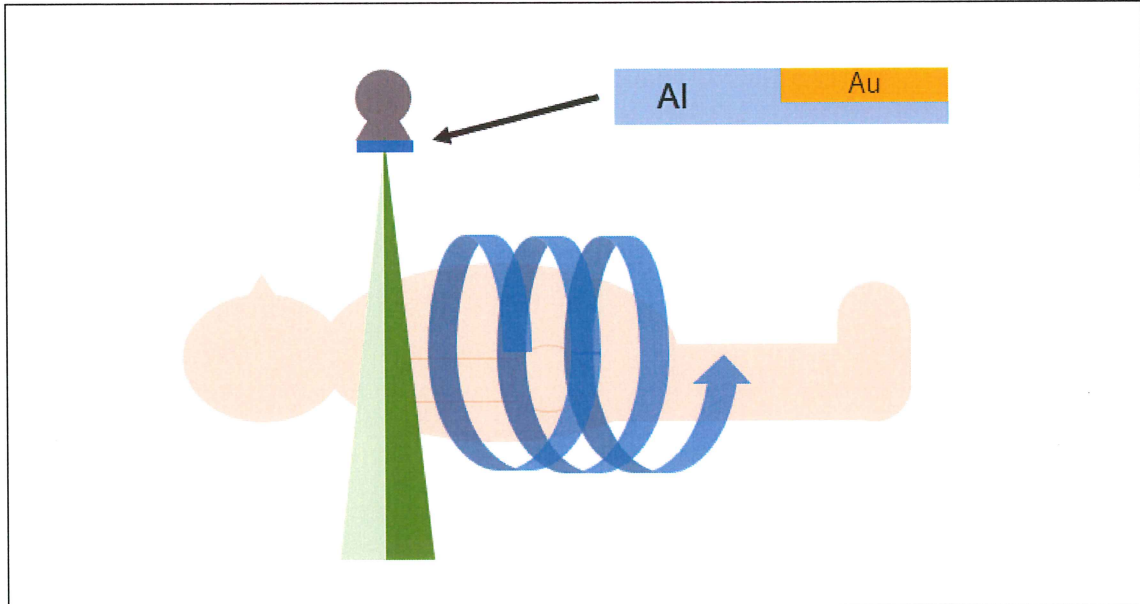


図 4 Split filter DECT

X 線放射口の体軸方向半分にフィルターを挿入し，体軸方向にエネルギーの異なるデータを取得する機構。

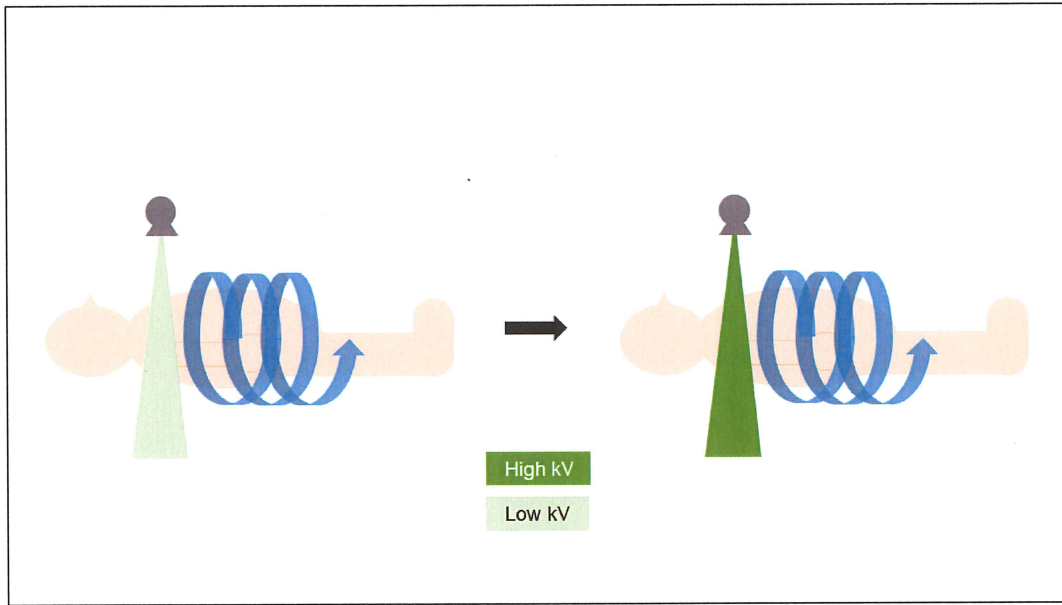


図 5 Sequential Scan DECT

高管電圧と低管電圧で 2 回撮影を行い，データを取得する機構。

1.5 仮想単色 X 線画像 (virtual monochromatic x-ray image : VMI)

VMI は単色 X 線による CT 画像の仮想画像再構成であり，仮想単色エネルギーレベルを変化させヨード造影剤の強調効果向上や金属アーチファクト抑制に臨床的に有用であると報告されている²⁵⁻²⁹。図 6 に連続 X 線より再構成された画像（従来法）とエネルギーの異なる VMI の画像を示す。表示条件は同じである。従来法ではコントラストを変化させるには撮影条件を変え再度撮影が必要であるが，VMI は 1 回の撮影で再構成する画像のエネルギーを変えることによりコントラストを変化させることが可能である。そのため DECT おいて最も使用頻度の高い画像である。X 線エネルギーはキロボルトピーク (kVp) の代わりにキロ電子ボルト (keV) で表現され，生成可能な keV はベンダーにより異なり，GE 社では 40～140 keV，Siemens 社では 40～190 keV，Philips 社では 40～200 keV の範囲で設定されている。一般に，低 keV 画像（40～80 keV）はヨードによる X 線減弱が大きいいためコントラスト増強効果はあるが，従来 CT 画像と比較しノイズは同じか多くなる。逆に高 keV 画像（95～150 keV）はコントラストが低下し，ノイズが少なくなる。また，金属によるアーチファクトを低減するためにも高 keV 画像は有効である。

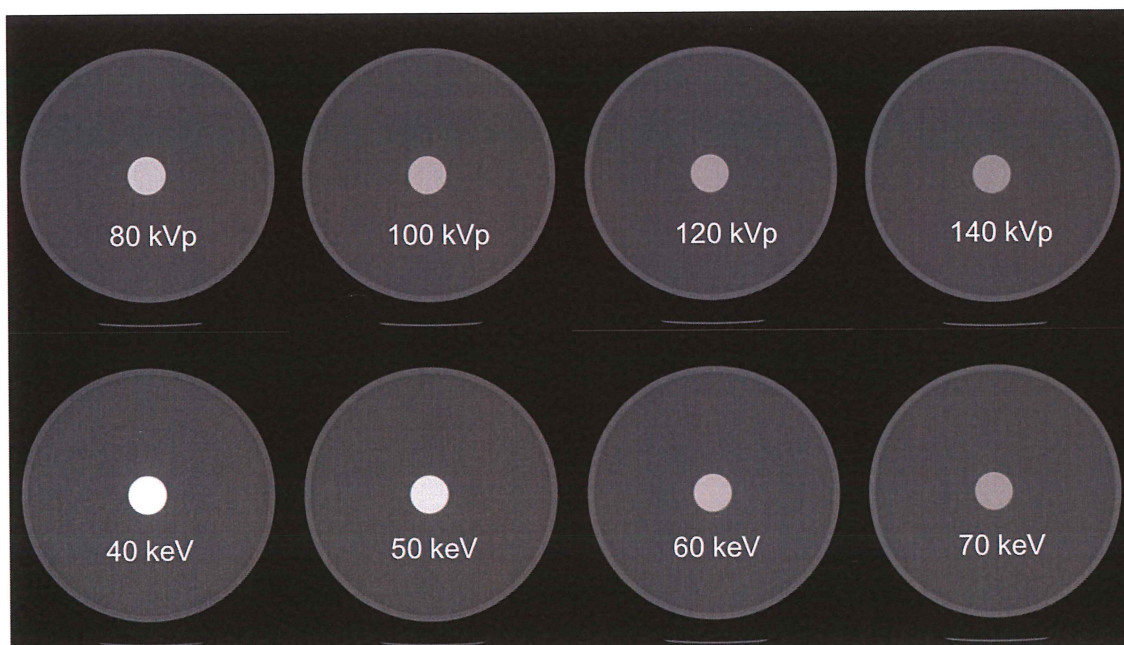


図 6 連続 X 線より再構成された画像と VMI

連続 X 線ではエネルギーピークが変化すると画像のコントラストも変化するが、VMI は 1 度の撮影データからエネルギーレベルを変化させることでコントラストを変化させることができる。

1.6 VMI の作成原理

一般に、DECT では、CT の X 線管から発生したある X 線束が通過する経路上に 2 つの物質のみが存在すると仮定する。これらの 2 つの物質を“基準物質”とよぶ。基準物質は一般に、実効原子番号が大きく異なる 2 つの物質を選択する。実際には、基準物質を水とヨードにすることが多い。これは、水とヨードの実効原子番号の差が大きいのに加え、水およびヨードにおける X 線減弱はそれぞれコンプトン散乱・光電吸収が支配的であるからである。そのため基準物質を水とヨードに設定することにより、減弱係数におけるコンプトン散用・光電吸収の影響の割合を見積もることができる³⁰。

投影データに基づく DE 解析の概略を図 7 に示す。DECT では高管電圧と低管電圧で撮影し取得した投影データ (Low kV Projections と High kV Projections) を取得する。この投影データに対して material decomposition という手法を用いて、2 つの基準物質に分けた投影データ (water projections と iodine projections) が取得される。次に 2 つの基準物質(ここでは水とヨード)の投影データをそれぞれ画像再構成することで、基準物質の再構成画像が得られる。これらの画像を、基準物質画像 (水) (basis material image (water)) および基準物質画像 (ヨード) (basis material image (iodine)) と呼ぶ。それぞれの基準物質の再構成画像のボクセル値は、そのボクセルにおける基準物質の量と考えることができ、それぞれ C_{water} , C_{iodine} で表す。この C_{water} ,

C_{iodine} を使用し VMI や物質密度画像 (material density images), 仮想非造影画像 (virtual unenhanced images), 物質弁別画像 (material decomposition images) 等を得る事ができる。物質密度画像は人体を 2 種類の物質で構成されていると仮定し, それぞれの密度を画像化したものである。仮想非造影画像は造影 CT 検査において, 水を強調しヨードを抑制することにより, 仮想的に作成された非造影画像である。物質弁別画像は特定の組織成分を分離した画像である。

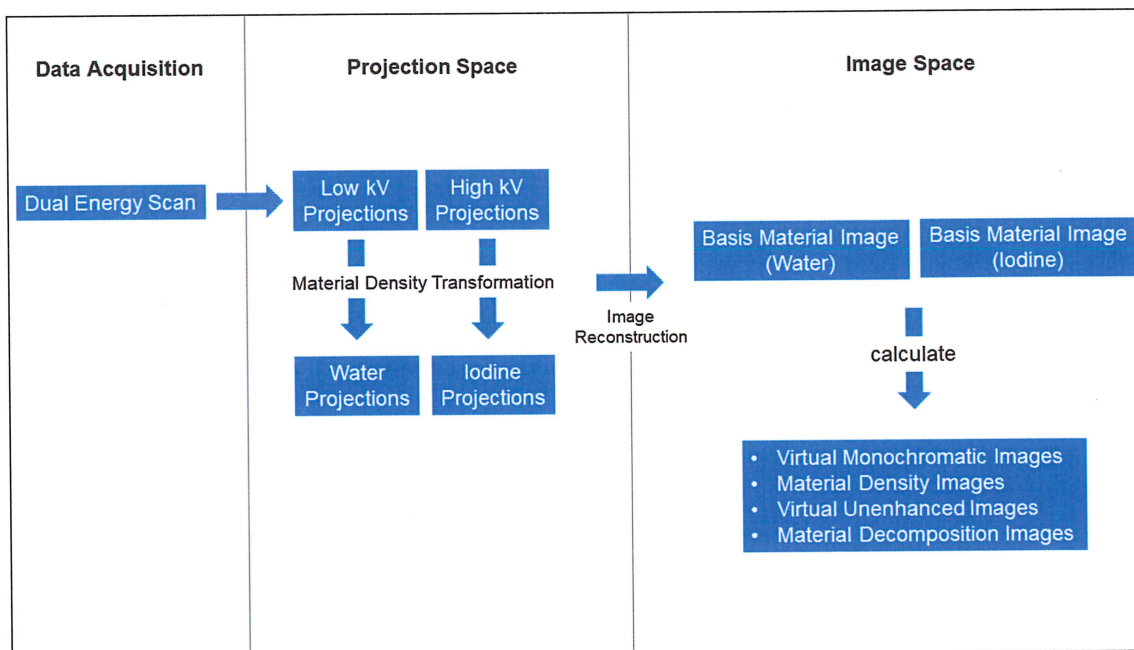


図 7 DE 解析の概略

1.7 VMI の作成

1.7.1 Raw data base の DE 解析

ある実効エネルギー E (keV) における任意のボクセルにおける線減弱係数 $\mu(E)$ は, 水の線減弱係数 $\mu_{water}(E)$ およびヨードの線減弱係数 $\mu_{iodine}(E)$, 基準物質のボクセル値である C_{water} , C_{iodine} を用いて式(2) のように求めることができる。

$$\mu(E) = \mu_{water}(E) \cdot C_{water} + \mu_{iodine}(E) \cdot C_{iodine} \quad (2)$$

任意の実効エネルギーにおける水とヨードの線減弱係数は既知であるため, 実効エネルギーが E (keV) のときの CT 値 (CT value(E)) はその定義から水の線減弱係数に対する任意のボクセルの相対的な線減弱係数であり, 式(3) のように計算できる。

$$CT\ Value(E) = \frac{\mu(E) - \mu_{water}(E)}{\mu_{water}(E)} \cdot 1000 \quad (3)$$

実効エネルギーE (keV) を変化させることで任意の keV での CT 画像が作成できる。これをエネルギーE(keV) の VMI と呼ぶ^{4,31,32}。

1.7.2 Image data base の DE 解析

Raw data base の DECT では高および低エネルギーの X 線により得られた投影データを使用するのに対して、image data base の DECT では画像再構成を行った後のデータを使用する。

ここであるボクセルについて、高エネルギー（高圧）撮像における CT 値を $CT^{High\ kVp}$ 、低エネルギー（低電圧）撮像における CT 値を $CT^{Low\ kVp}$ とすると、エネルギーE のときの CT 値 (CT Value(E)) は高エネルギー撮像と低エネルギー撮像の加重平均として表すことができる (式(4))。

$$CT\ Value(E) = w(E) \cdot CT^{Low\ kVp} + [1 - w(E)] \cdot CT^{High\ kVp} \quad (4)$$

w(E)は、目的とする X 線の実効エネルギーにより決定される加重係数である。ここで加重係数は式 (5) で与えられる。

$$w(E) = \frac{\mu_1(E) \cdot \mu_2^{high\ kVp} - \mu_2(E) \cdot \mu_1^{High\ kVp}}{\mu_1^{Low\ kVp} \cdot \mu_2^{High\ kVp} - \mu_1^{High\ kVp} \cdot \mu_2^{Low\ kVp}} \cdot \frac{\mu_2^{Low\ kVp}}{\mu_2(E)} \quad (5)$$

$\mu_1(E)$	エネルギーE のときの基準物質 1 の線減弱係数
$\mu_2(E)$	エネルギーE のときの基準物質 2 の線減弱係数
$\mu_1^{High\ kVp}$	高エネルギー撮像における基準物質 1 の線減弱係数
$\mu_1^{Low\ kVp}$	低エネルギー撮像における基準物質 1 の線減弱係数
$\mu_2^{High\ kVp}$	高エネルギー撮像における基準物質 2 の線減弱係数
$\mu_2^{Low\ kVp}$	低エネルギー撮像における基準物質 2 の線減弱係数

したがって、画像空間データから生成されたエネルギーが E keV のときの CT 値は高エネルギー撮像時の CT 値と低エネルギー撮像時の CT 値の線形混合であり、2つの加重係数の合計は 1 となる。

Yu らは image data base の DECT 解析が採用されている dsDECT において被写体サイズ毎の加重係数を計測している。図 8 は低エネルギー画像の加重係数を単色エネルギーの関数としてプロットしたものである。加重係数は、各被写体サイズで単色エネルギーの単調関数であった。低エネルギービームと高エネルギービームの有効エネルギー間の単色エネルギー画像を作成するには、加重係数は 0 と 1 の間でなければならない、低

エネルギービームの有効エネルギー以下の VMI を作成するには、加重係数は 1 より大きくなければならず、高エネルギービームの有効エネルギー以上の VMI を作成するには、加重係数は 0 以下でなければならない³³。

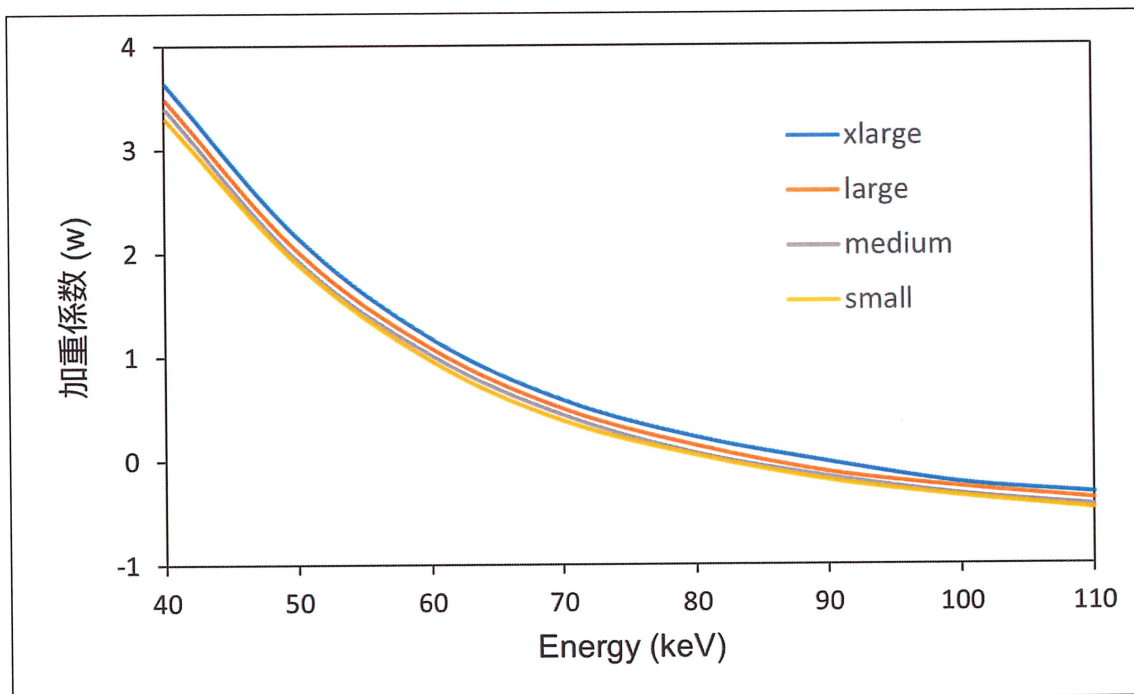


図 8 低エネルギー画像の加重係数と単色エネルギーの関係

サイズ変更が可能な模擬胸部ファントム (Cardio CT, QRM, Moehrendorf, Germany) を使用して計測。ファントム横径は xlarge 450 mm, large 400 mm, medium 350 mm, small 300 mm である。

1.8 CT 装置の精度管理

1.8.1 IEC 規格

国際電気標準会議 (International Electrotechnical Commission : IEC) は CT 装置の基本性能と精度管理に関する規格を制定している^{34,35}。IEC 61223-3-5 : 2019 は受入試験とおよび不変性試験について規定し、IEC 60601-2-44 : 2009, Amd.1 : 2012, Amd.2 : 2016 は X 線 CT 装置の基礎安全及び基本性能に関する個別要求事項を規定している。

精度管理項目には CT 値、ノイズ、空間分解能などがある³⁶。IEC 61223-3-5 : 2019 に定められている精度管理項目と頻度を表 1 に示す。

表 1 IEC 61223-3-5 : 2019

項目	適用する基準 (受入試験)	適用する基準 (不変性試験)	頻度
患者支持器 (天板) の位置決め	±1 mm 以内	±1 mm 以内 (受入試験と同じ)	1年に1回
患者位置位置決め精度 (アキシシャル面)	±2 mm 以内	±2 mm 以内 (受入試験と同じ基準)	1年に1回
再構成スライス厚 (アキシシャルスキャン)	1 mm スライスより小さい場合 : ±0.5 mm 1 mm から 2 mm スライスの場合 : ±50% 2 mm スライスより大きい場合 : ±1 mm	1 mm スライスより小さい場合 : ±0.5 mm 1 mm から 2 mm スライスの場合 : ±50% 2 mm スライスより大きい場合 : ±1 mm	1年に1回
線量	受入基準値±20 %または±1 mGy のいずれか大きい値	基礎値±20%又は±1 mGy のいずれか大きい値(受入試験と同じ基準)	1年に1回, または主要な保守作業後
平均 CT 値	成人頭部および小児頭部, 小児体幹部は, ±4 HU 成人体幹部および選択可能な管電圧での成人体幹部と小児体幹部は±6 HU	成人頭部および小児頭部, 小児体幹部は, 基礎値から±5 HU 成人体幹部および選択可能な管電圧での成人体幹部と小児体幹部は, 基礎値から±7 HU	成人頭部月に1回, その他1年に1回
ノイズの大きさ	すべての試験項目は, 公称値の±15% or 0.75 HU のいずれか大きい値	成人頭部, 小児頭部および小児体幹部は, 基礎値±10% or 0.5 HU のいずれか大きい値	成人頭部月に回, その他1年に1回
均一性	成人頭部, 小児体幹部および小児頭部は 4 HU 以下 成人体幹部, 選択可能な管電圧での成人体幹部および小児体幹部は 8 HU 以下	小(頭部用)ファントムでの成人体幹部, 成人頭部, 小児体幹部, 小児頭部は 4 HU 以下 大(体幹部用)ファントムでの成人体幹部は 8 HU 以下	1年に1回
空間分解能 (高コントラスト)	附属文書による	MTF の 10% と 50% は, それぞれの基礎値の±0.75 lp/cm または±15% のいずれか大きい値	1年に1回

1.8.2 CT 装置の精度管理 (日常点検)

IEC 61223-3-5 : 2019 に定められている項目のうち, 水ファントムにおける CT 値とノイズの測定は測定法が簡便で, 品質管理で最もよく使われる項目であり, 日常点検である始業・終業点検に用いられることが多い³⁷⁻³⁹.

X 線 CT 装置において X 線出力を確認することは重要であるが, ユーザーレベルで管電流の測定などを行うことは難しい. X 線の出力低下は画像再構成にも影響し, 画像ノイズの増加, つまり画像内の CT 値の標準偏差 (standard deviation : SD) 値や CT 値の変化として観測が可能である. そのため CT 値, SD 値の計測は重要な計測項目である. 図 9 は北里大学北里研究所病院に設置されている CT 装置における 2019 年 4 月 15 日から 2020 年 10 月 31 日までの始業点検時に同一撮影条件 (120 kVp, 100mAs, スライス厚 5 mm, STANDARD 関数) にて水ファントムを撮影した際の平均 CT 値とノイズ量 (CT 値の SD : standard deviation) を測定したものである. 2020 年 2 月 2 日

に CT 値の急激な上昇が観察された。そして同日に X 線管のフィラメントが切れる事象が発生し、X 線管が交換となる事象が発生した。しかし始業点検時に CT 値の異常な上昇があったことをベンダーサービスに連絡していたことからダウンタイムは最小限であった。また 2020 年 6 月中旬～8 月中旬にかけて平均 CT 値が上昇している。同年 8 月中旬に CT 値のフルキャリブレーション（校正）を行い、その後平均 CT 値は安定化した。このように始業点検とともに不変性試験を行う事で画質や装置の異常を察知することが可能になった自験例である。

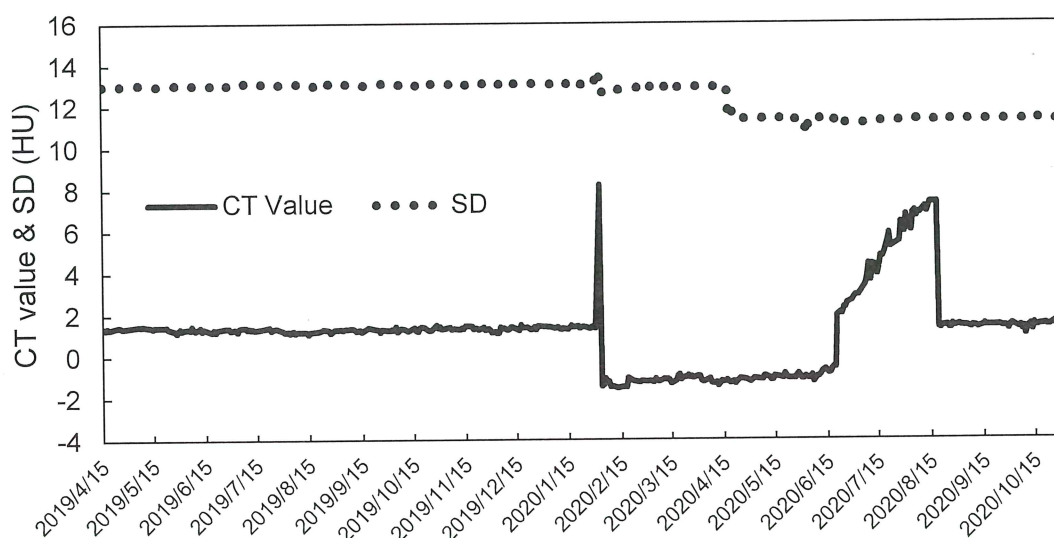


図 9 日常点検での平均 CT 値とノイズ (SD)

1.9 本研究の目的

VMI は、従来の CT 画像と同様に被写体による X 線の減衰を画像化したものであり、画素値は CT 値で表される⁴⁰。水の CT 値が 0 Hounsfield 単位 (HU)、空気の CT 値が -1000 HU であれば、従来のシングルエネルギー (single energy : SE) スキャン画像と同様である。VMI に関するこれまでの研究では、単一装置における VMI とその画質評価 (空間分解能、逐次近似応用再構成法との併用での画質変化) や他機種における空間分解能などの画質パラメータやノイズパワースペクトルに基づくノイズ特性が検討されているのみで、CT 値の精度やノイズの経時変化といった精度管理を主眼とし評価した研究はない^{41,42}。我々は、CT 値およびノイズの定期的な測定は DECT における重要な品質管理ツールであると考え、なぜなら、安定した正確な画像を提供することは、医師や被検者にとって必要不可欠だからである。

そこで本研究の目的は、DECT における VMI の品質管理 (CT 値精度、ノイズ測定) を検証することである。また、装置 (データ収集システム) およびエネルギーレベルの違いが CT 値の精度およびノイズの変動に及ぼす影響についても検討した。

2. 方法

2.1 スキャニング

2.1.1 使用機器

本研究で使用した機器一覧を図 10 に示す。本研究では、3 種類の CT 装置を使用した。使用した CT 装置は SOMATOM Definition Flash (Siemens Healthineers, Forchheim, Germany) , IQon Spectral CT (Philips Healthcare, Eindhoven, The Netherlands) , Revolution HD (GE Healthcare, Waukesha, Wisconsin, USA) である。SOMATOM Definition Flash は 2 本の X 線管と検出器を持つ dsDECT, IQon Spectral CT は 2 層の検出器を持つ dual layer DECT (dlDECT) , Revolution HD は高速の管電圧切り替えを行う rapid kV switching DECT (rsDECT) である。これら 3 種類の CT 装置は、前章で述べたように臨床において高いシェアを持つことから選択した。SOMATOM Definition Flash および IQon Spectral CT は埼玉県済生会川口総合病院に設置されている装置を使用し、Revolution HD は北里大学北里研究所病院に設置されている装置を使用した。各装置に付属する品質保証 (quality assurance : QA) 用ファントムを 2 ヶ月間スキャンした。QA ファントムはすべて円筒形で、内部は水で満たされており、QA ファントムの外径は 200 mm である (図 11) 。

- CT Scanner
 - SOMATOM Definition Flash (Siemens Healthineers, Forchheim, Germany)
dual source DECT (dsDECT)
 - IQon Spectral CT (Philips Healthcare, Eindhoven, The Netherlands)
dual layer DECT (dlDECT)
 - Revolution HD (GE Healthcare, Waukesha, Wisconsin, USA)
rapid kV switching DECT (rsDECT)
- QA Phantom
 - 各装置附属品
 - 外径200 mm (3機種全て)
- ImageJ (National Institutes of Health, USA)

図 10 使用機器一覧

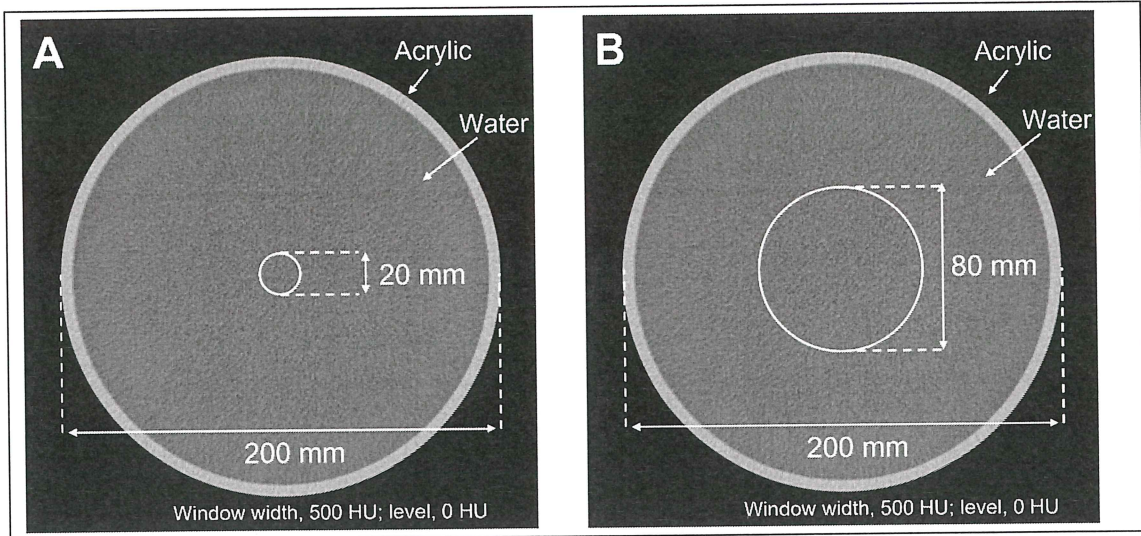


図 11 QA ファントム (横断面像)

A : CT 値計測 Region of Interest

B : ノイズ計測 Region of Interest

2.1.2 ファントムの設置

各ファントムは、CT ガントリーから照射される X 軸、Y 軸、Z 軸のレーザー光にファントムの外側のマークを合わせて慎重に位置決めした (図 12) . その後、スキャンを開始する前にエアキャリブレーションを行った.

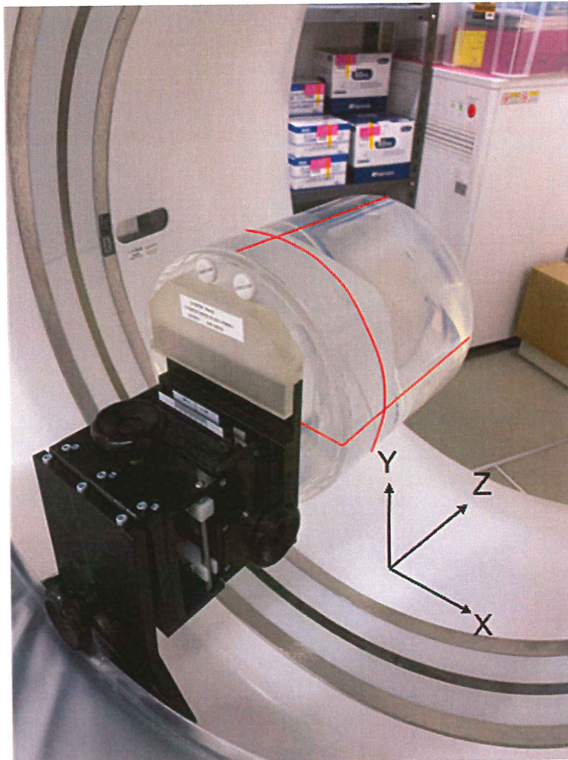


図 12 QA ファントムの位置決め

2.1.3 スキャン条件

スキャンおよび再構成パラメータを表 2 に示す。各装置について、SE と DE スキャンを毎回実施した。スキャン手法はヘリカルスキャンを使用した。SE スキャンのプロトコルは、臨床現場でのスキャン条件に合わせ、画像ノイズが 12 HU に近づく条件に設定した。DE スキャンプロトコルは rsDECT を参照し、他のシステムは同等の放射線量となる値に設定した。rsDECT は放射線量が最大になるように設定した。

表 2 Scan and reconstruction parameters of quality assurance phantom

System	Scan mode	Tube voltage (kVp)	Tube current (mA)	Rotation time (s)	Pitch factor	Reconstruction kernel	Slice thickness (mm)	DFOV (mm)
dsDECT	SE	120	32	0.5	0.8	B30f	5	250
	DE	80, 140 (Sn)	244	0.5	0.8	B30f	5	250
dlDECT	SE	120	120	0.625	0.797	B	5	250
	DE	120	558	0.627	0.797	B	5	250
rsDECT	SE	120	100	0.5	0.984	STANDARD	5	250
	DE	80, 140	600	1.0	0.984	STANDARD	5	250

kVp : kilovoltage peak

mA : milliamperere

DFOV : display field of view

SE : single energy

DE : dual energy

Sn, tin filter

2.2 画像再構成

SECT では、画像再構成にフィルター補正逆投影法 (filtered back projection : FBP) を使用した。FBP は再構成時間の時間が短く済むことから、現在の CT において基本とされている画像再構成法である。VMI は DE スキャンで得られた生データから再構成された。再構成された VMI のエネルギーレベルは、40 keV, 50 keV, 70 keV, 100 keV, 120 keV, 140 keV に設定した。各撮影条件において、10 枚の連続画像を取得した。

2.3 CT 値測定

撮影した画像を ImageJ (National Institutes of Health, USA) に取り込み、CT 値を測定した。ImageJ で CT 値を測定するために、ファントム中心に関心領域 (region of interest : ROI) を配置した。ROI の直径は SECT の適用される IEC 61223-3-5 : 2019 に準じ、20mm に設定した (図 11 A) 。各エネルギーレベルについて 10 枚の画像の平均値を算出し、その平均値を測定当日の CT 値とした。

2.4 ノイズ (SD) 測定

取得した画像を ImageJ に取り込み、ノイズデータを測定した。ROI の直径と位置は SECT の適用される IEC 61223-3-5 : 2019 に準じ、ファントムの中心に直径 80 mm の ROI を置き、測定した CT 値の SD をノイズとして測定した (図 11 B) 。エネルギーレベルごとに 10 枚の画像の平均値を算出し、その平均値を測定当日のノイズとした。

2.5 変動係数の算出

CT 値とノイズを用いて、調査期間中の CT 値とノイズの変動係数 (coefficient of variation : CV) を算出した。

CV は、以下の式 (6) で定義した。

$$CV = \frac{\sigma}{\bar{x}} \quad (6)$$

(σ : standard deviation)

(\bar{x} : mean value)

ここで、 σ は CT 値の SD、(すなわち、調査期間中のノイズ)、 \bar{x} は CT 値の平均値である。CV は異なるデータセット間のバラツキを比較するために用いられ、相対的なバラツキの比較を可能にする。したがって、本研究のように、異なるシステムやスキャンプロトコルを使用した場合の結果の比較に CV は有用である。前述のよう CT 値は、物質の線減衰係数の相対値であり、水を 0、空気を-1000 としたときの値である。そのため、CT 値は負の値になることもある。負の値を用いて CV を計算することはできないため、本研究では CT 値の CV を計算する際、すべての測定 CT 値に 1000 を加算して補正を行った。

3. 結果

3.1 CT 値

各装置の CT 値の経時的変化を図 13 に示す。dsDECT と rsDECT では、70 keV で CT 値は 0 HU に最も近い値であった。dIDECT では 70 keV が最も 0 HU に近く、なおかつ 120 kVp と同程度であった。エネルギーレベル間の CT 値の幅は dIDECT で最も広がった。図 14 は各装置の測定期間中の各エネルギーレベルにおける CT 値の箱ひげ図を示す。dsDECT と rsDECT は VMI エネルギーレベルの上昇に伴い CT 値の変動幅が狭くなることが示された。しかし、CT 値の変動幅が最も広い dIDECT ではほぼ一定であった。dsDECT および rsDECT の CT 値は、VMI エネルギーが低いほど高く、高いほど低かった。しかし、dIDECT は異なり、すなわち、VMI エネルギーレベルが低いほど CT 値は低く、エネルギーレベルが高いほど CT 値は高くなった。

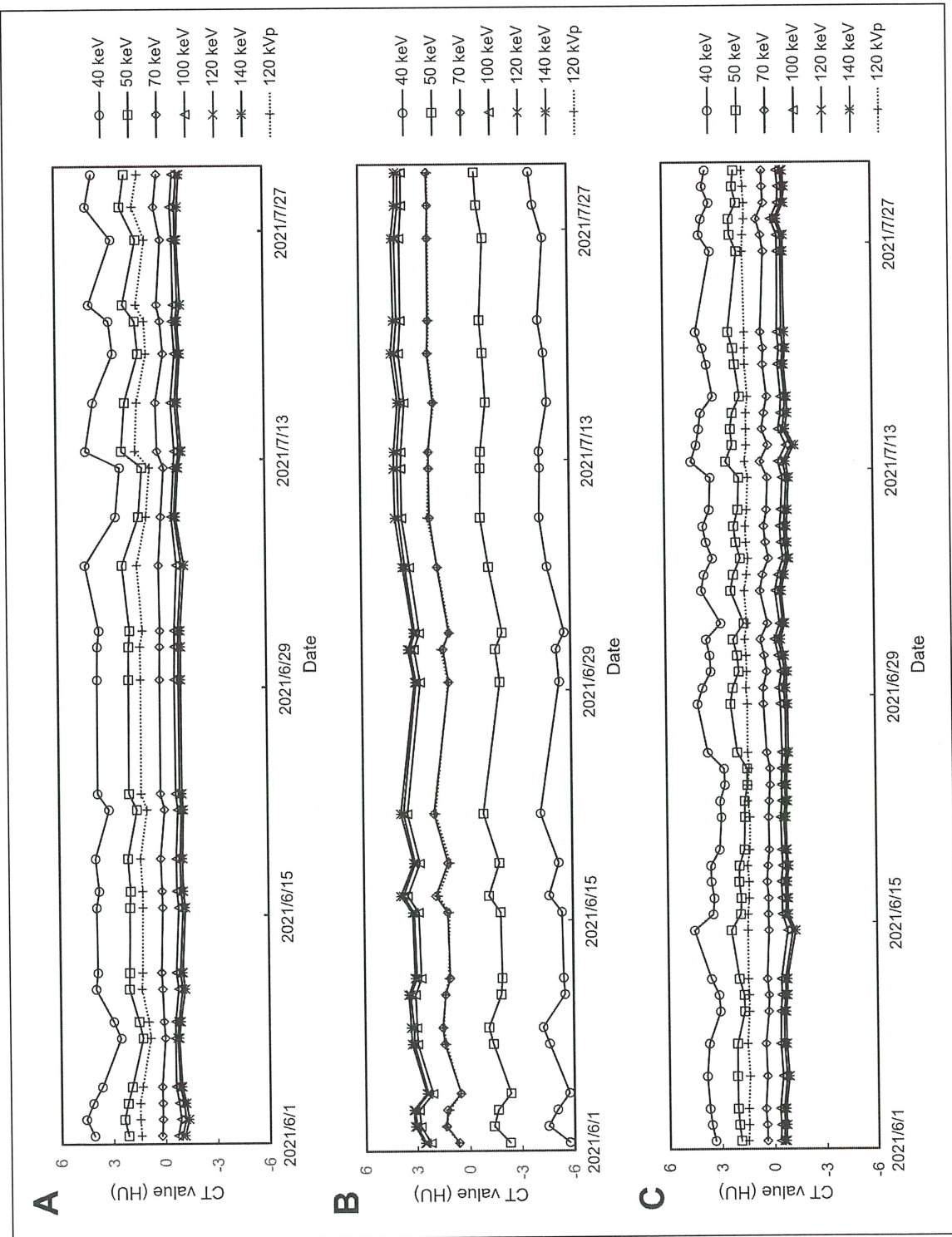


図 13 測定期間中の CT 値

A は dsDECT, B は dlDECT, C は rsDECT を示す。

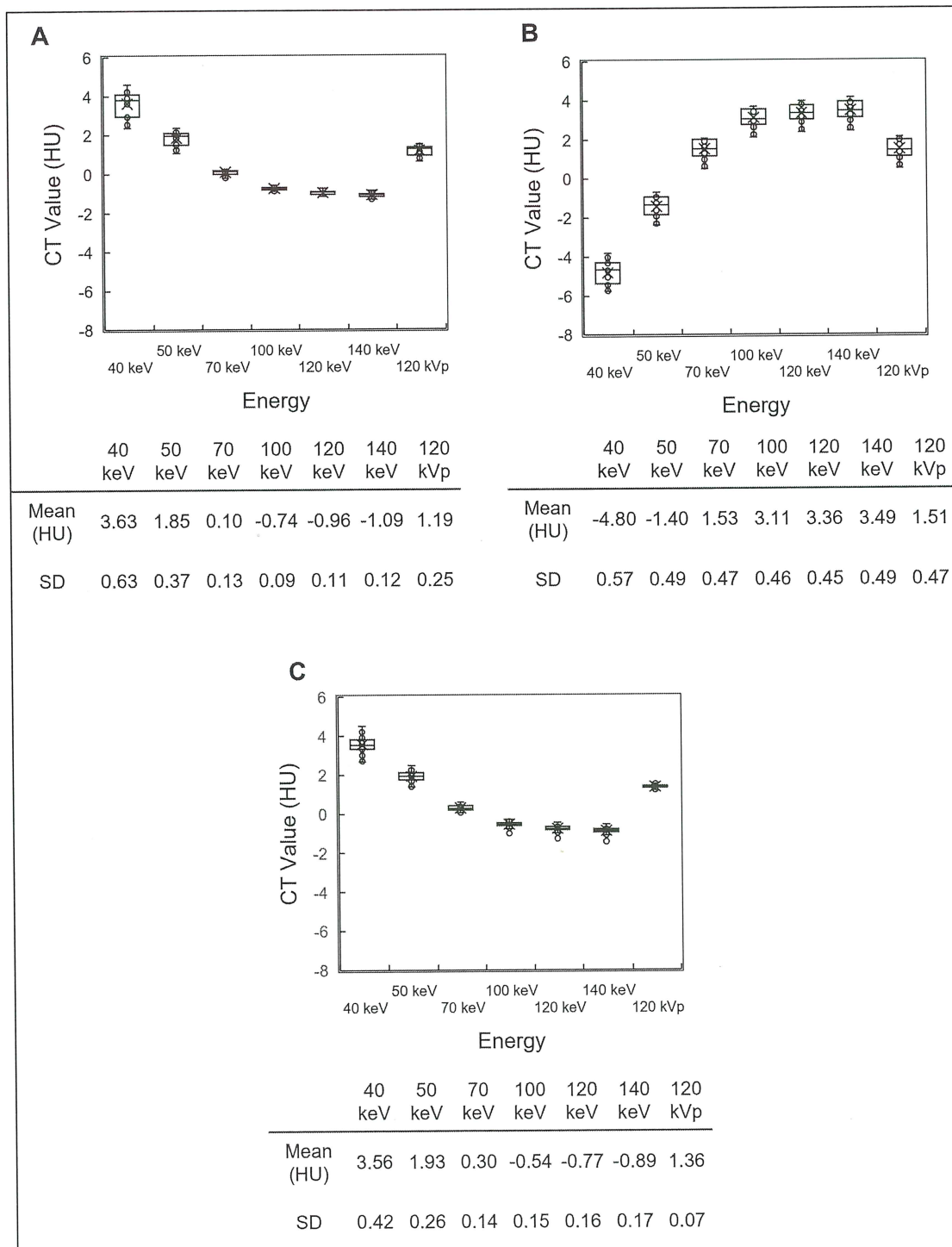


図 14 各エネルギーレベルにおける CT 値

A は dsDECT, B は dIDECT, C は rsDECT を示す. SD は各エネルギーレベルでの CT 値の標準偏差を示す.

3.2 画像ノイズ (SD)

各装置のノイズの経時変化を図 15 に示す。また図 16 に各装置の測定期間中の各エネルギーレベルにおけるノイズの箱ひげ図を示す。

ノイズは時間的にほぼ一定であった。dsDECT と rsDECT は VMI エネルギーが低いほどノイズが高くなる傾向があり、dIDECT はエネルギーレベルによるノイズの変動が他のシステムより少なかった。しかし、70keV 以上のエネルギーレベルでは、他のシステムよりもノイズが高くなった。図 17 に CT 値とノイズの関係の散布図を示す。この結果からも、dIDECT は VMI エネルギーレベルの違いによるノイズの変動が少ないが、CT 値は広く分布している。dsDECT と rsDECT は VMI エネルギーレベルの違いによるノイズの変動が大きい、CT 値の変動は小さいことがわかる。

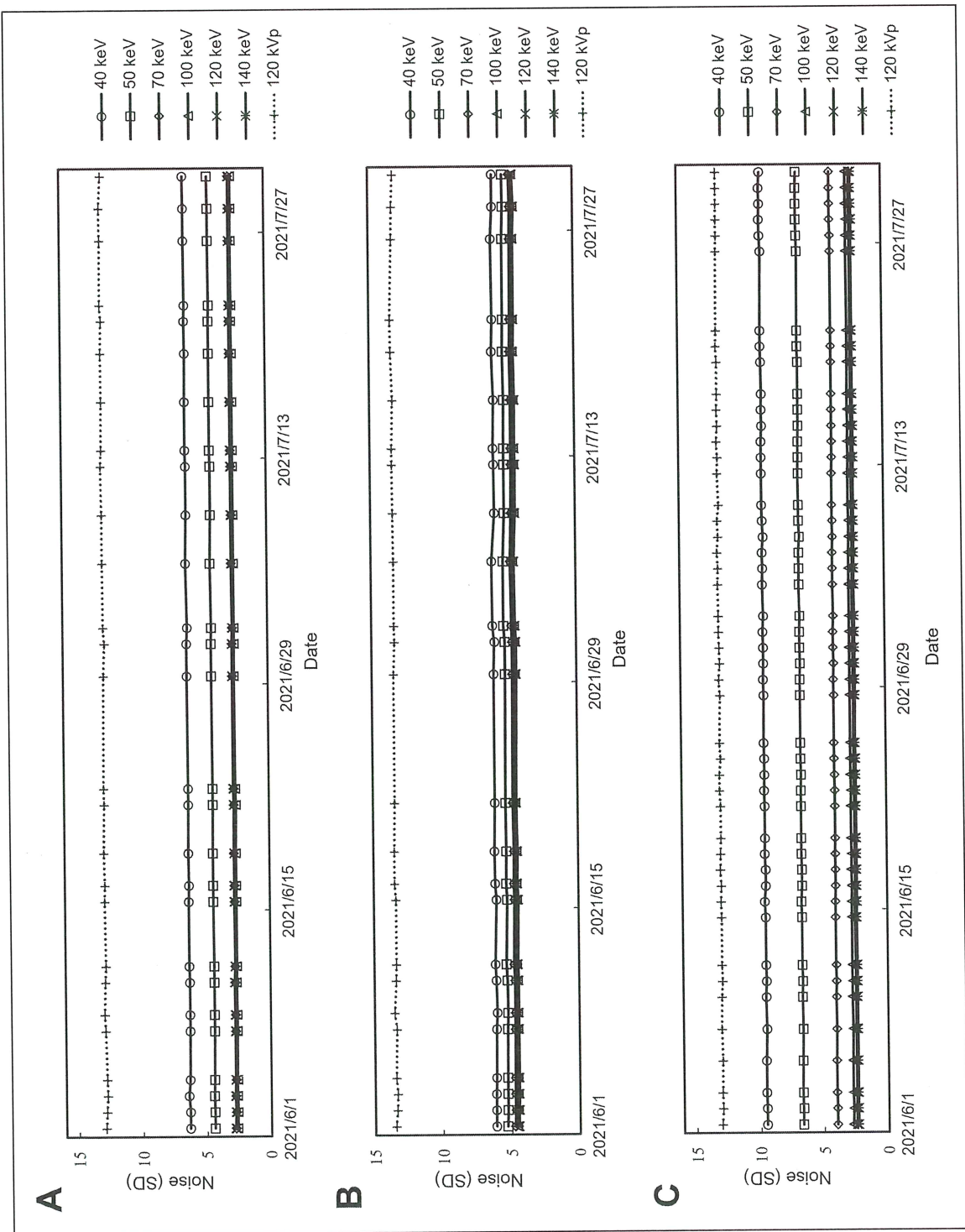


図 15 測定期間中のノイズ (SD)

A は dsDECT, B は dIDECT, C は rsDECT を示す。

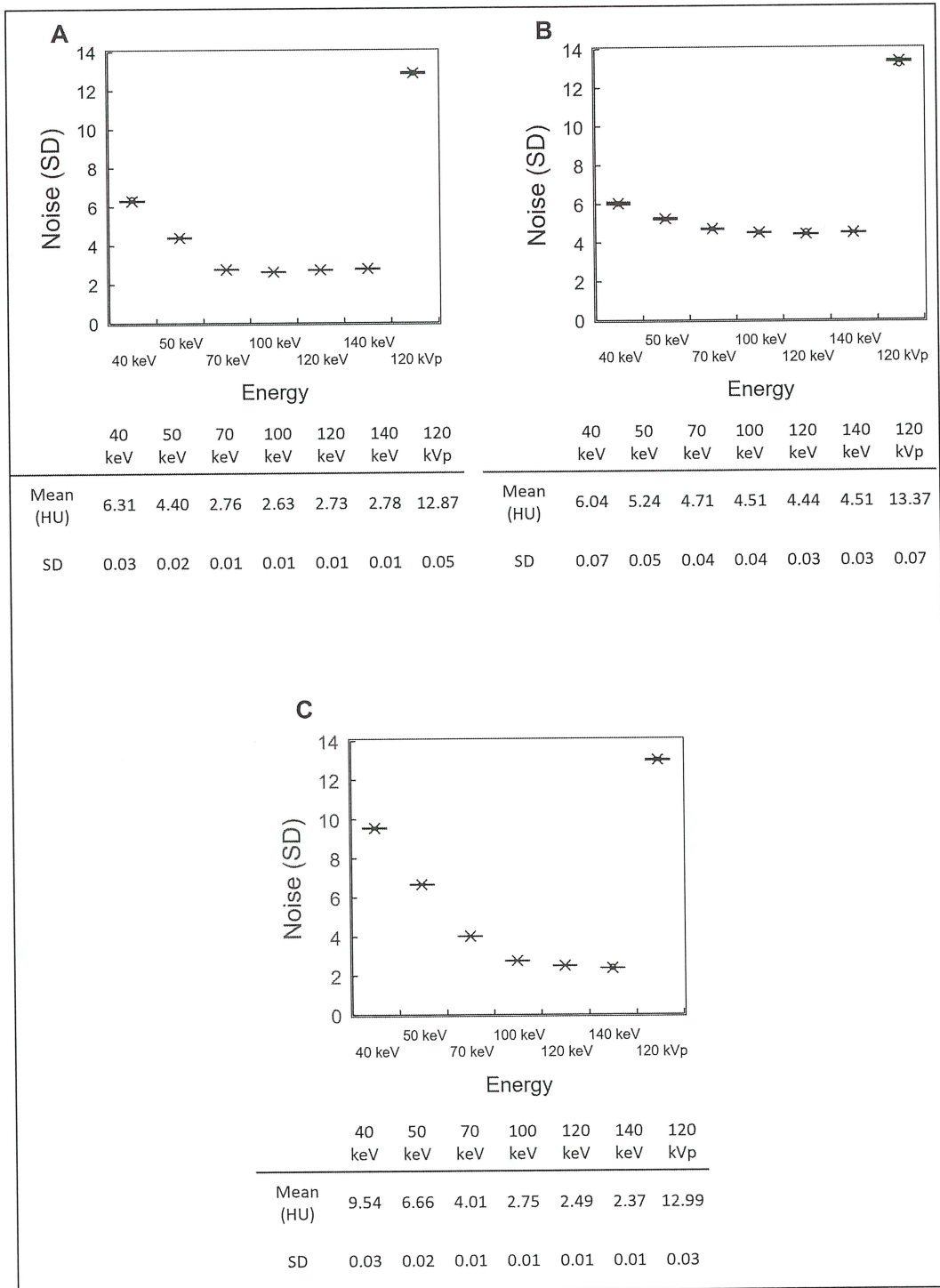


図 16 各エネルギーレベルにおけるノイズ (SD)

A は dsDECT, B は dIDECT, C は rsDECT を示す. SD は各エネルギーレベルでのノイズの標準偏差を示す.

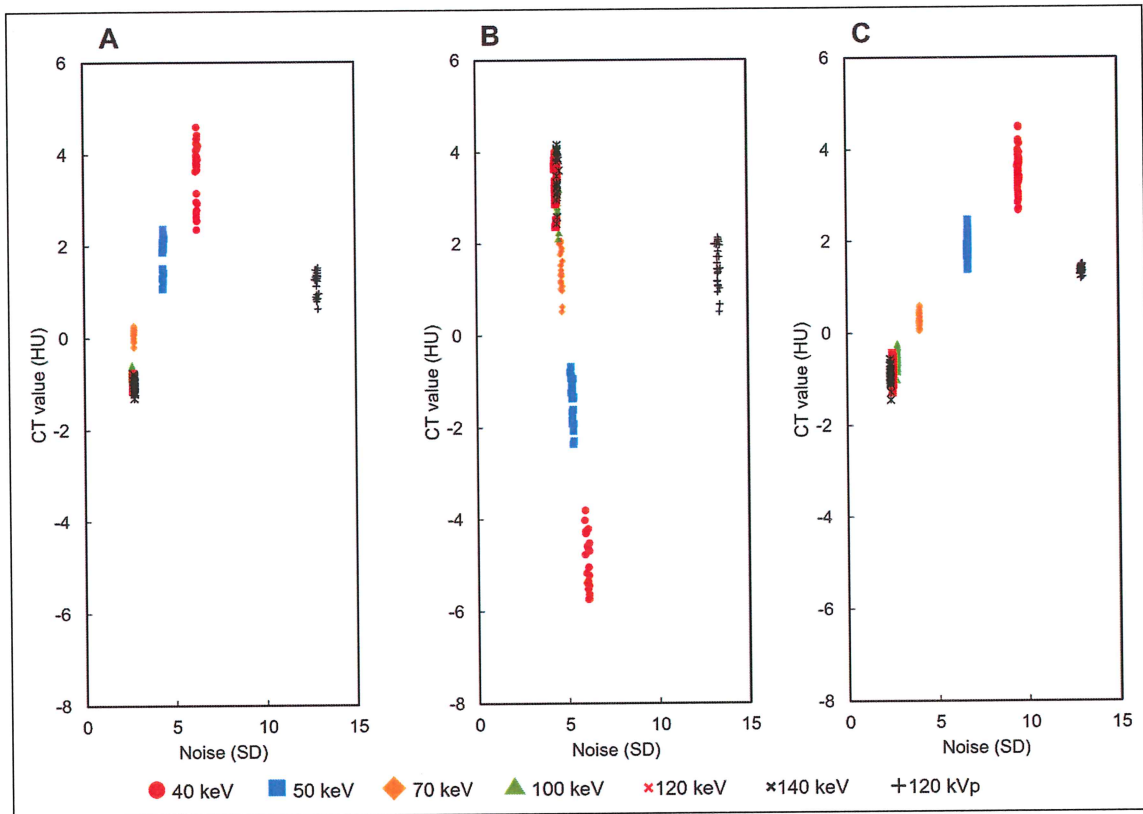


図 17 CT 値とノイズの関係

A は dsDECT, B は dlDECT, C は rsDECT を示す. SD は各エネルギーレベルでの CT 値の標準偏差を示す.

3.3 変動係数

図 18 に CT 値とノイズの CV を示す.

dsDECT および rsDECT の VMI における CT 値の CV は, 40 および 50 keV において他のエネルギーレベルよりも高く, 他のエネルギーレベルにおける CV はほぼ一定であった. しかし, rsDECT の CT 値の変動は SE スキャンよりも DE スキャンで大きかった. dsDECT では, 70~140 keV の CT 値の変動は SE スキャンのそれよりも小さかった. dlDECT では, CT 値の CV は各エネルギーレベルでほぼ一定であり, 120 kVp のそれと同様であった. しかし, 40 keV を除いて, CT 値の CV は全装置の中で最も高かった. dsDECT のノイズの CV は, すべてのエネルギーレベルでほぼ一定であった. rsDECT のノイズの CV もほぼ一定であったが, エネルギーレベルの上昇に伴わずかに増加する傾向があった. dlDECT のノイズの CV は, エネルギーレベルの上昇に伴い減少したが, すべてのエネルギーレベルにおいて 3 つの装置の中で CV が最も高い結果となった.

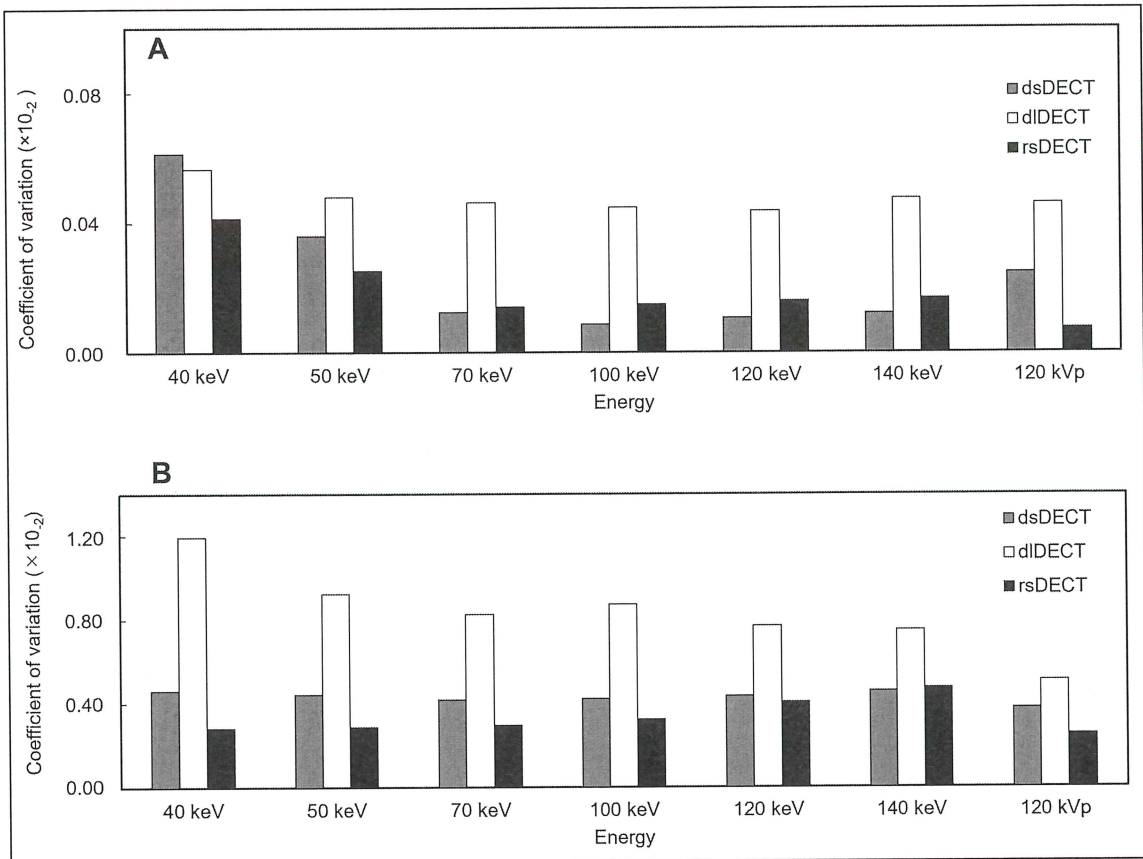


図 18 変動係数

A は CT 値の CV を示し、B はノイズの CV を示す。

4. 考察

データ収集システムの異なる3台のCT装置で120 kVp画像とVMIのCT値およびノイズを2ヶ月間測定した。またその結果をIEC規格試験規の基準値と比較し検討した。VMIにおける日常点検は定められていない現状においてVMIの日常点検結果が得られたことは意義のあることであると考ええる。

測定期間中、3台のCT装置のCT値とノイズは、すべての画像のCT値とノイズの変動がIECで規定された不変性試験の基準を満たすため、多少の変動はあっても安定していた³⁵。これらの結果は、従来のスキャンで同様の試験を行った先行研究⁴³と同じであった。本研究で用いられた測定方法は適切であったと考えられる。またVMIにおける基準もSECTに適用されるIEC規格の基準値を用いることが可能であると考ええる。

CT装置の品質管理には様々な測定項目が用いられている。しかし、測定項目によっては、Catphanファントムのような専用のファントムを必要とするものもある。専用ファントムを使用せず、装置ベンダーが提供するQAファントムで管理できるパラメータは、水のCT値とノイズ測定である。全ての施設が特殊なファントムを保有しているわけではないので、どの施設でも公平に同じような検査ができるように、装置導入時に必ず提供されるQAファントムを用いてCT値やノイズを測定することが有利であると考ええる。

dIDECTでは、120 keVと70 keVのCT値が同等であった。先行研究でも70 keV画像は120 kVpと同等であることが示されている⁴⁴。dIDECTは1種類のエネルギーのX線から2種類のエネルギーデータを検出器側で分けて取得し、VMIを生成している。したがって、意図的に70 keV画像は再構成時に120 kVp画像と同等のCT値になるようなアルゴリズムが組み込まれていることが想定される。

測定期間中、dIDECTの各エネルギーレベルのCT値は、最小値と最大値で8.29 HUの差があった。dIDECTでは、1つの管電圧X線から低エネルギーと高エネルギーの情報取得される。そのため、エネルギー分離精度や信号取得がdsDECTやrsDECTに比べ劣る可能性があり、その結果、エネルギーレベル間のCT値の変動が大きくなった。3機種とも120 kVpでのCT値とVMIでのCT値を比較すると、エネルギーレベルの低下とともにその差は大きくなった。

dsDECTおよびrsDECTでは、CT値の変動は低keV画像でより顕著であった。画像ノイズは高keV画像に比べ低keV画像で増加しており、ノイズの影響と考えられる。ノイズの増加は、より少ないデータ量から画像を再構成したためと考えられる。低keV画像再構成では、低エネルギーX線データの利用率が高くなる。低エネルギーX線は高エネルギーX線に比べ検出器に到達するフォトン数が少ない^{45,46}。

dsDECTとrsDECTのノイズはVMIのエネルギーレベルが低いほど増加する傾向があったが、dIDECTのノイズはVMIのエネルギーレベルが異なってもわずかな変化

しか観察されなかった。dsDECT および rsDECT で低エネルギーレベルの VMI を再構成する場合、低管電圧 X 線を用いて得られた生データまたは画像データの比率が増加する。そのため、再構成の信号雑音比は高エネルギーレベルより劣り、ノイズも増加した。先行研究で、40 keV と 70 keV の diDECT の各周波数帯におけるノイズ分布はほぼ同じであり、VMI のエネルギーレベルが変わってもノイズの量は変わらないと報告されている⁴²。この結果は本研究のノイズ (SD) 測定の結果を支持するものであり、diDECT の VMI 画像は再構成されたエネルギーレベルに関わらずノイズレベルを一定にするようなアルゴリズムが組み込まれていることが想定される。そして CT 値の変動幅の増大は、ノイズを一定に保つための代償と考える。

dsDECT と rsDECT の CT 値の CV は 40 keV と 50 keV で高くなったが、他のエネルギーレベルではほぼ一定であった。このことは、低 keV 画像では CT 値の変動が大きく、CT 値の精度が低い可能性があることを示している。rsDECT では、CT 値の CV は SE スキャンより DE スキャンで大きかったが、精度には大きな影響を与えなかった。diDECT では、120 kVp の CV と同様に各エネルギーでほぼ一定の CV が見られた。diDECT では、SE スキャン、DE スキャンともに CT 値の変動幅は他方式より大きかったが、これらの値はエネルギーに依存せず一定であることが示された。

ノイズの CV は dsDECT および rsDECT ではすべてのエネルギーレベルでほぼ一定であったが、diDECT ではすべてのエネルギーレベルで 3 機種 of 装置の中で最も高い値を示した。ノイズの変動は dsDECT が rsDECT より大きく、diDECT が dsDECT より大きかった。しかし、CV は全ての装置で低く、臨床での影響は少ないと考えられる。

本研究では VMI のスキャン条件は実臨床で用いられる画質が得られる線量に比べ高い線量を用いた。これは線量不足による画像のバラツキを少なくし、装置の特性把握を第一にすることを目的としたためである。しかし日常点検を行う際は、実臨床で用いられるノイズ量の画像が得られるような線量に設定されることも予想される。そのため今後は線量に変化しても本研究と同等の結果が得られるかについても検討が必要と考える。また本研究結果より Scan 方式によりエネルギーレベルとノイズ量の関係が異なることが示されたため、日常点検を行う際には基準 keV、X 線量の決定には注意が必要であると考えられる。

本研究では、データ収集システムの異なる 3 台の DECT 装置において、CT 値の日内変動と VMI のノイズを測定した。その結果、VMI 画像の再構成エネルギーレベル毎の CT 値精度とノイズの特性が各装置で異なることが明らかとなった。本研究の結果、VMI の CT 値およびノイズの日間変動は小さく、SECT の IEC 規格で規定されている測定頻度 (月 1 回) で十分品質管理が可能であることが示された。しかし、すべてのエネルギーレベルで画像を再構成し、精度を管理することは非効率的である。そこで、VMI の品質管理のためには、40 keV、70 keV、140 keV の 3 種類のエネルギーレベルを測定することが望ましい。理由として 70keV の画像が SECT 画像と同等なものとして臨床

的に用いられることが多いためであり、40 keV、140 keV 画像は CT 値の変化やノイズの変動が大きくなる可能性があるからである。

本研究は IEC で定めている試験項目の一部について検討したにすぎない。今後の研究発展性として、IEC 規格試験に定められている項目に対して VMI に適応できるか検討すること、VMI 以外の DECT で再構成可能な画像の試験項目について検討することなどが考えられる。これらを明らかにすることは DECT で作成される画像の品質担保に繋がると考えられ重要である。

本研究にはいくつかのリミテーションがある。第 1 に、限られたエネルギーレベルでのみの測定に限られていることである。本研究で使用した dsDECT と dsIDECT は 40～200 keV の画像再構成が可能であり、rsDECT は 40～140 keV の画像再構成が可能である。本研究で用いた 7 種類のエネルギーレベル以外の VMI に関しては本研究データからは推測の域を脱しないためである。

第 2 に本研究で使用したベンダー以外からも rsDECT と同様方式を採用した装置が販売されており、これらも検討できなかつたことである。この装置は本研究実施時に販売されて間もなかつたため測定に至らなかつた。

第 3 に本研究に用いた 3 台の CT 装置は、調査期間中に X 線管を交換するようなトラブルは発生せず、フルキャリブレーションは施行されなかつた。したがって、フルキャリブレーションが本研究でも値いた測定値に及ぼす影響については検証していない。また X 線管の出力性能が本研究に与える影響も検討できなかつた。X 線の出力は管電流により制御されるが、CT 装置において使用者が管電流の測定を行うことは非常に難しい。しかしながら X 線の出力低下は画像ノイズの増加、つまり SD 値の変化として観測が可能である。本研究結果より SD 値の経時変動は非常に安定していたことから、使用した 3 装置の X 線出力は非常に安定していたと言える。したがって、本研究で使用した 3 装置の X 線出力性能が高いことを裏付けていると言える。

最後に同一機種おける個体差の検討を行っていないことである。そのため今回得られた結果が本研究で使用した装置固有のものである可能性は否定できない。

5. 総括

本研究により VMI の CT 値やノイズを経時的に測定することで、CT 機種によるエネルギーレベルの変化の違いから、CT 値の精度やノイズの特性が変化することが明らかになった。そして SECT と同様に DECT の CT 値やノイズを測定することで VMI の品質管理を行うができる。その測定は、IEC が規定する不変性試験の基準に沿って行う必要があり、可能であれば日常点検に取り入れるべきである。したが、本研究結果は臨床現場における DECT の精度管理の一助となる。

6. 謝辞

本論文は筆者が北里大学大学院 医療系研究科 医療工学群 診療放射線技術学専攻博士課程に在籍中の研究成果をまとめたものである。同専攻教授 五味 勉先生には指導教官として本研究の実施の機会を与えて戴き、その遂行にあたって終始、ご指導を戴いた。ここに深謝の意を表す。学群教授 長谷川 智之先生には主査として、また同学群教授 熊谷 寛先生、同学群准教授 ティティ ルイン先生、同学群講師 橋本 成世先生には副査としてご助言を戴くとともに本論文の細部にわたりご指導を戴いた。ここに深謝の意を表す。研究遂行にあたり埼玉県済生会川口総合病院 城處 洋輔技師、同 富田 博信技師にデータの一部を取得提供して戴くとともに有益なご助言を戴いた。ここに両氏に対して感謝の意を表す。北里大学北里研究所病院 放射線画像診断・IVR 科の矢内原 久部長には研究遂行にあたり日頃より有益なご討論ご助言を戴いた。ここに感謝の意を表す。

7. 引用文献

1. Hounsfield GN. Computerized transverse axial scanning (tomography): Part 1. Description of system. *The British Journal of Radiology* 1973;46(552):1016-22.
2. 田中義房. EMI スキャナ. *放射線像研究* 1975; 5.2: 68-76.
3. 市川勝弘, 村松禎久: 標準 X 線 CT 画像計測, オーム社, 東京, 2009, p.6, p.202.
4. Alvarez RE., Macovski A. Energy-selective reconstructions in X-ray computerised tomography. *Phys Med Biol* 1976;21(5):733-44.
5. Isherwood I., Rutherford RA., Pullan BR., Adams PH. Bone-mineral estimation by computer-assisted transverse axial tomography. *The Lancet* 1976;308(7988):712-5.
6. Rügsegger P., Elsasser U., Anliker M., Gnehm H., Kind H., Prader A. Quantification of bone mineralization using computed tomography. *Radiology* 1976;121(1):93-7.
7. Genant HK., Boyd D. Quantitative bone mineral analysis using dual energy computed tomography. *Investigative Radiology* 1977;12(6):545-51.
8. Larsson S., Bergström M., Dahlqvist I., Israelsson A., Lagergren C. A method for determining bone mineral content using Fourier image reconstruction and dual source technique. *Journal of Computer Assisted Tomography* 1978;2(3):347-51.
9. 上野恵子: スペクトラル CT 基本原理と臨床応用, 学研メディカル秀潤社, 東京, 2013, p.33-41.
10. Siegel MJ., Kaza RK., Bolus DN., Boll DT., Rofsky NM., De Cecco CN., et al. White Paper of the Society of Computed Body Tomography and Magnetic Resonance on Dual-Energy CT, Part 1: Technology and Terminology. *Journal of Computer Assisted Tomography* 2016;40(6):841-5.
11. Kay FU. Dual-energy CT and coronary imaging. *Cardiovasc Diagn Ther* 2020;10(4):1090-107.
12. Parakh A., Lennartz S., An C., Rajiah P., Yeh BM., Simeone FJ., et al. Dual-Energy CT Images: Pearls and Pitfalls. *Radiographics* 2021;41(1):98-119.
13. Pelgrim GJ., van Hamersvelt RW., Willeminck MJ., Schmidt BT., Flohr T., Schilham A., et al. Accuracy of iodine quantification using dual energy CT in latest generation dual source and dual layer CT. *Eur Radiol* 2017;27(9):3904-12.
14. Almeida IP., Schyns LEJR., Öllers MC., van Elmpt W., Parodi K., Landry G., et al. Dual-energy CT quantitative imaging: a comparison study between twin-

- beam and dual-source CT scanners. *Med Phys* 2017;44(1):171-9.
15. Zhang D., Li X., Liu B. Objective characterization of GE discovery CT750 HD scanner: gemstone spectral imaging mode. *Medical Physics* 2011;38(3):1178-88.
 16. Rassouli N., Etesami M., Dhanantwari A., Rajiah P. Detector-based spectral CT with a novel dual-layer technology: principles and applications. *Insights Imaging* 2017;8(6):589-98.
 17. Bodanapally UK., Shanmuganathan K., Ramaswamy M., Tsymbalyuk S., Aarabi B., Parikh GY., et al. Iodine-based Dual-Energy CT of Traumatic Hemorrhagic Contusions: Relationship to In-Hospital Mortality and Short-term Outcome. *Radiology* 2019;292(3):730-8.
 18. Ohta Y., Kitao S., Yunaga H., Fujii S., Mukai N., Yamamoto K., et al. Myocardial Delayed Enhancement CT for the Evaluation of Heart Failure: Comparison to MRI. *Radiology* 2018;288(3):682-91.
 19. Martin SS., Weidinger S., Czwikla R., Kaltenbach B., Albrecht MH., Lenga L., et al. Iodine and Fat Quantification for Differentiation of Adrenal Gland Adenomas From Metastases Using Third-Generation Dual-Source Dual-Energy Computed Tomography. *Invest Radiol* 2018;53(3):173-8.
 20. McGrath TA., Frank RA., Schieda N., Blew B., Salameh J-P., Bossuyt PMM., et al. Diagnostic accuracy of dual-energy computed tomography (DECT) to differentiate uric acid from non-uric acid calculi: systematic review and meta-analysis. *Eur Radiol* 2020;30(5):2791-801.
 21. Lourenco PDM., Rawski R., Mohammed MF., Khosa F., Nicolaou S., McLaughlin P. Dual-Energy CT Iodine Mapping and 40-keV Monoenergetic Applications in the Diagnosis of Acute Bowel Ischemia. *American Journal of Roentgenology* 2018;211(3):564-70.
 22. Yu Z., Mao T., Xu Y., Li T., Wang Y., Gao F., et al. Diagnostic accuracy of dual-energy CT in gout: a systematic review and meta-analysis. *Skeletal Radiol* 2018;47(12):1587-93.
 23. Shi L., Lu M., Bennett NR., Shapiro E., Zhang J., Colbeth R., et al. Characterization and potential applications of a dual-layer flat-panel detector. *Medical Physics* 2020;47(8):3332-43.
 24. Jacobsen MC., Thrower SL., Ger RB., Leng S., Court LE., Brock KK., et al. Multi-energy computed tomography and material quantification: Current barriers and opportunities for advancement. *Medical Physics* 2020;47(8):3752-71.
 25. Chung YE., You JS., Lee H-J., Lim JS., Lee HS., Baek S-E., et al. Possible

- Contrast Media Reduction with Low keV Monoenergetic Images in the Detection of Focal Liver Lesions: A Dual-Energy CT Animal Study. *PLoS ONE* 2015;10(7):e0133170.
26. Tabari A., Gee MS., Singh R., Lim R., Nimkin K., Primak A., et al. Reducing Radiation Dose and Contrast Medium Volume With Application of Dual-Energy CT in Children and Young Adults. *American Journal of Roentgenology* 2020;214(6):1199-205.
 27. van Hamersvelt RW., Eijssvoegel NG., Muhl C., de Jong PA., Schilham AMR., Buls N., et al. Contrast agent concentration optimization in CTA using low tube voltage and dual-energy CT in multiple vendors: a phantom study. *Int J Cardiovasc Imaging* 2018;34(8):1265-75.
 28. Jeong S., Kim SH., Hwang EJ., Shin C., Han JK., Choi BI. Usefulness of a Metal Artifact Reduction Algorithm for Orthopedic Implants in Abdominal CT: Phantom and Clinical Study Results. *American Journal of Roentgenology* 2015;204(2):307-17.
 29. Katsura M., Sato J., Akahane M., Kunimatsu A., Abe O. Current and Novel Techniques for Metal Artifact Reduction at CT: Practical Guide for Radiologists. *Radiographics* 2018;38(2):450-61.
 30. 粟井和夫: Dual-energy CT 原理を理解し臨床で活用する, メジカルビュー社, 東京, 2019. p.21.
 31. Tremblay J-É., Bedwani S., Bouchard H. A theoretical comparison of tissue parameter extraction methods for dual energy computed tomography. *Medical Physics* 2014;41(8Part1):081905.
 32. Zou Y., Silver MD. Analysis of fast kV-switching in dual energy CT using a pre-reconstruction decomposition technique. In: *Medical imaging 2008: physics of medical imaging*. SPIE 2008;6913:392-403.
 33. Yu L., Christner JA., Leng S., Wang J., Fletcher JG., McCollough CH. Virtual monochromatic imaging in dual-source dual-energy CT: Radiation dose and image quality: Monochromatic imaging in dual-source dual-energy CT. *Med Phys* 2011;38(12):6371-9.
 34. International standard IEC 60601-2-44. *Medical electrical equipment-Part 2-44: Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for computed tomography*. 2016.
 35. International standard IEC 61223-3-5. *Evaluation and routine testing in medical imaging departments - Part 3-5: Acceptance and constancy tests - Imaging performance of computed tomography X-ray equipment*. Afnor

Editions; 2019.

36. Mansour Z., Mokhtar A., Sarhan A., Ahmed MT., El-Diasty T. Quality control of CT image using American College of Radiology (ACR) phantom. *The Egyptian Journal of Radiology and Nuclear Medicine* 2016;47(4):1665-71.
37. Seeram E., Sil J. Computed tomography: physical principles, instrumentation, and quality control. *Practical SPECT/CT in Nuclear Medicine*, Springer; 2013, p. 77-107.
38. Egharevba OP., Nzotta CC., Oyekunle EO., Anas M. Assessing the Status of Quality Control Parameters of Four Computed Tomography Scanners in Ibadan. *EJMED* 2021;3(4):80-3.
39. Nowik P., Bujila R., Poludniowski G., Fransson A. Quality control of CT systems by automated monitoring of key performance indicators: a two-year study. *Journal of Applied Clinical Medical Physics* 2015;16(4):254-65.
40. Sugawara H., Takayanagi T., Ishikawa T., Katada Y., Fukui R., Yamamoto Y., et al. New fast kVp switching dual-energy CT: reduced severity of beam hardening artifacts and improved image quality in reduced-iodine virtual monochromatic Imaging. *Academic Radiology* 2020;27(11):1586-93.
41. Papadakis AE., Damilakis J. Technical Note: Quality assessment of virtual monochromatic spectral images on a dual energy CT scanner. *Physica Medica* 2021;82:114-21.
42. Suzuki S., Fukui R., Harashima S., Samejima W. Effect of energy level on the spatial resolution and noise frequency characteristics of virtual monochromatic images: a phantom experiment using four types of CT scanners. *Jpn J Radiol* 2021.
43. Husby E., Svendsen ED., Andersen HK., Martinsen ACT. 100 days with scans of the same Catphan phantom on the same CT scanner. *J Appl Clin Med Phys* 2017;18(6):224-31.
44. Suzuki S., Fukui R., Yamamoto Y., Nakayama S., Suzuki M., Kuwahara S. Evaluation of Spatial Resolution of Virtual Monochromatic Imaging In Vitro: Effect of Energy Level and Contrast. *J Comput Assist Tomogr* 2021;45(1):93-7.
45. Patel BN., Thomas JV., Lockhart ME., Berland LL., Morgan DE. Single-source dual-energy spectral multidetector CT of pancreatic adenocarcinoma: optimization of energy level viewing significantly increases lesion contrast. *Clinical Radiology* 2013;68(2):148-54.
46. Matsumoto K., Jinzaki M., Tanami Y., Ueno A., Yamada M., Kuribayashi S. Virtual Monochromatic Spectral Imaging with Fast Kilovoltage Switching:

Improved Image Quality as Compared with That Obtained with Conventional
120-kVp CT. Radiology 2011;259(1):257-62.

8. 業績目録

学術論文

- ・ Kobayashi T, Kidokoro Y, Tomita H, Yanaihara H, Gomi T. A multi-system comparative study of CT value accuracy and noise in virtual monochromatic images by dual-energy CT. The Kitasato Medical Journal, (in press).

共著論文

- ・ Gomi T, Kijima Y, Kobayashi T, Koibuchi Y. Evaluation of a Generative Adversarial Network to Improve Image Quality and Reduce Radiation-Dose during Digital Breast Tomosynthesis. Diagnostics, 2022, 12(2): 495.
- ・ Shimada M, Akaishi M, Kobayashi T. (2020). Left atrial appendage morphology and cardiac function in patients with sinus rhythm. Journal of echocardiography, 2020, 18(2): 117-124.

学会発表

- ・ Kobayashi T, Suzuki T: “Accuracy control of virtual monochromatic image -Is the accuracy of CT value guaranteed? -” European Congress of Radiology, 2020.3 (Vienna, Austria).
- ・ Kobayashi T, Gomi T: “Radiation strategy for colon cancer surgery support - One-phase arteriovenous scanning technique with no misregistration using monochromatic (keV) image obtained using single source dual energy CT -” Radiological Society of North America, 2017.11 (Chicago, USA).
- ・ Kobayashi T, Gomi T: “The influence of keV and target material on spatial resolution of virtual monochromatic image” Radiological Society of North America, 2017.11 (Chicago, USA).

共著書

- ・ 青木郁男, 天野淳, 大木孝一, 北川久, 木暮陽介, 小島慎也, 小林隆幸, 坂井上之, 佐藤広崇, 沢邊啓二, 清水真太郎, 庄司友和, 鈴木雄一, 辻良憲, 土橋俊男, 寺澤和晶, 富田博信, 野水敏行, 萩原芳広, 濱田健司, 宮崎功, 古河勇樹, 山本浩之, 弓場孝治, 吉丸大輔, 比べて理解 CT 検査&MRI 検査, ピラールプレス, 東京, 2018.

総説

- ・ 小林隆幸. X 線 CT 装置の精度管理を考える. 日本放射線技術学会 計測部会誌, 2022, 30(1).
- ・ 小林隆幸. 3D 画像作成の基礎. RadFan, 2022, 20(2).