

# 博士學位論文

## 論文題名

(注：学位論文題名が英語の場合は和訳をつけること。)

デュアルエネルギーCT撮影における仮想単色 X線画像  
を用いた吸収線量計算解析プログラムの開発

(西暦) 2016 年 1 月 7 日 提出

首都大学東京大学院

人間健康科学研究科 博士後期課程 人間健康科学専攻

放射線科学域

学修番号： 11997605

氏名：庄司 友和

(指導教員名： 加藤 洋 )

### 緒言

医療被ばくによる人体への影響に関する報告は数多くある。そのなかでも日本のマスメディアで大きく取り上げられた論文が、2004年にLANCETに掲載された“Risk of Cancer from Diagnostic X-rays: estimates for the UK and 14 other countries”という論文である [1]。この論文はオックスフォード大学グループの調査結果で、診断用 X 線検査の頻度をもとに英国を含む 15 の国々における発がんリスクを推定したものである。その解析方法は、診断用 X 線検査の頻度と検査ごとの臓器の被ばく線量データを、日本の原爆生存者たちから得られた発がんおよび生存期間のデータに照らし合わせて、診断用 X 線検査による発がんリスクを算定している。その結果、日本で年間に発症するがんのうち 3.2% が、診断用 X 線検査によるものであると指摘し、世界で最も高い発がん率であると結論付けた。その要因になったのが computed tomography (CT) 装置の保有台数である [2]。特に日本は世界のなかで最も CT 装置利用台数が多い国である。対人口あたり、医療先進国であるアメリカ合衆国よりも約 3 倍の CT 装置が存在する。その結果、診断目的の検査件数の増加に伴い医療被ばくによる発がんリスクが先進 14 ヶ国よりも多くなり、日本国民は CT 検査を受けるとがんになるという短絡的な不安を抱き始めた。そして 2011 年 3 月 11 日に発生した、東日本大震災による福島第一原子力発電所事故（原発事故）により、日本においては原発事故後に放出された放射性物質による内部被ばくと医療被ばくは同じ尺度で比べられるようになり [3]、CT 検査は食物による内部被ばくや自然放射線より人体に悪影響を及ぼすものとして印象づけられた。原発事故から 4 年が経過した今日においても、被検者からの医療被ばくに対する不安や質問は後を絶たない。

そのような現状のなか、日本放射線公衆安全学会では被検者が受けた被ばく線量を評価し、そのリスクを説明することを推奨している [4]。ここでは医療被ばくの説明を三つのレベルに分け説明している。レベル 1 では 50 mGy 未満の被ばく線量とし、ほとんどの組織・臓器において問題となる身体的影響が発生することはないとしている。レベル 2 では 50 mGy から 200 mGy 未満の被ばく線量とし、この線量域において身体的影響が問題となるのは、妊娠初期の女性の生殖腺被ばくであるとしている。レベル 3 では 200 mGy 以上の被ばく線量とし、被ばくレベルとしては比較的高いので、線量によっては身体的影響の出現に注意をする必要があると記されている。当院においてもこのレベル分けを参考に、同様の手段で検査時の質問に対応している。しかし、この評価に用いられている測定値は人体等価ファントムなどの限られた体型での被ばく線量であり、被検者個人が検査時に受けた被ばく線量ではない。よって線量評価に用いた体型と被検者の体型が異なった場合、正確なリスク評価を行うことができない。被検者の不安を確実に取り除くためにも検査時の被ばく線量を正確に評価するシステムの構築は急務である。

その一方で、CT 検査における被検者の被ばく線量を把握する方法は未だ確立していない。CT 装置の操作画面には線量指標として volume CT dose index ( $CTDI_{vol}$ )が表示されている。これは装置管理に使用するもので被検者の被ばく線量を示すものではない [5]。また簡便に臓器線量や実効線量を知る方法として、人体等価ファントムに熱ルミネセンス線量計 (thermo luminescence dosimeter)や蛍光ガラス線量計 (radiophotoluminescence glass dosimeter: RPLD)などを挿入し直接測定する方法 [6] や Impact のように計算アルゴリズムを用いてシミュレーションする方法 [7] などが挙げられる。しかし、これらの方法も、ある特定の体型の評価であるため個々の体型に合った臓器線量は求められない。

これらの問題を解決すべく Size-Specific Dose Estimates (SSDE)という新しい手法が The American Association of Physicists in Medicine(AAPM)から報告された [8]。これは  $CTDI_{vol}$  の値に被写体の断面サイズごとに設定された変換係数を乗じることにより、スライス面内のおおよその線量推定値を求めることができる指標である。しかし、対象部位は体幹部のみであり頭頸部などの評価には適応できない。

そのような背景の中、近年 Dual-energy CT (DECT) 技術は脚光を浴びている [9]。DECT とは、異なる X 線のエネルギーを同時あるいは交互に照射することにより、物質の線減弱係数 ( $\mu$ ) を変化させ、その差を利用して画像化することができる手法である。この手法は 1980 年代から研究されており、Photon-Counting 法 [10]、Multi-Layer Detector を用いた Sandwich Detector 法 [11]、kV-Switching 法 [12] などが代表的な方法として報告されていたが、ハードウェアの演算処理の遅さなどの限界を理由に、飛躍的に進歩しなかった。しかし、近年 CT 装置の技術革新やハードウェアの性能向上により、その技術は飛躍し始めた。現行の Single energy CT (SECT) 装置は、連続 X 線を用い被検者内の  $\mu$  の差を CT 値として画像化する手法である。しかしながら、人体のように幾つかの物質により構成される場合、被検者の厚みが増大するほど、想定されていた単色 X 線の透過強度より強い透過強度の X 線が検出器に到達することにより正確な  $\mu$  が得られない [13]。一方、DECT で作成される仮想的な単色 X 線画像 (virtual monochromatic X-ray image : VMI) は物質内でビームハードニング効果の影響が無いことから、正確な  $\mu$  を反映した画像が得られる。

よって DECT の VMI により正確な  $\mu$  を導き出すことができれば、各 pixel の吸収線量を推定することが可能と考えた。本論文は、DECT により得られる VMI と画像再構成技術を融合した pixel ごとの吸収線量評価に関する一連の研究をまとめたものである。

## 1. 方法

### 1-1 使用装置

使用機器はDefinition FLASHである。このCT装置は検出器ユニットを二つ搭載しており、

A-systemが有効視野 (field of view : FOV) 500 mm, B-systemはFOV 330 mmである. DECT 施行時のFOVは最大330 mmである. A-systemとB-systemのFOVは限られたガントリ内のジオメトリの中で, 隣り合うSystemのX線束の重複を防ぐために異なったFOVが設定されている. 空間分解能はA-systemとB-systemともに最小コリメーションが0.6 mmで, 体軸方向にdata acquisition systemが64列, 体軸方向の最大照射ビーム幅は38.4(=0.6×64) mm, 回転時間は0.33 sである. 本研究では管電圧の組み合わせは140 kV (A-system) と80 kV (B-system) のX線スペクトルの組み合わせとした.

### 1-2 DECT の撮影原理

X線のエネルギーが異なった場合, CT値は変化する. この事象を利用し, 異なる管電圧で得られた2種類のCT画像から物質の成分の同定や弁別を行う撮影がDECTである. 物質弁別する方法として, 二つに大別することができる. その一つが, 二つの物質を対象に分離する2-material-decompositionである. 2-material-decompositionは, 異なる管電圧で撮影することにより, 一度の撮影で造影剤と骨を分離し画像処理することが可能である. また三つの物質を対象に各物質を強調することができる3-material-decompositionがある. 3-material-decompositionは異なる管電圧で撮影することにより, 一度の撮影で造影剤, 脂肪, 軟部組織を識別し画像処理することが可能である. 3-material-decompositionを用いることにより, 造影剤成分のみを抽出した画像や, 造影された画像から造影剤成分を取り除くことで仮想的な非造影の画像を作り出すことも可能である. 更にDECTでは一度の撮影により, 高管電圧画像と低管電圧画像が得られるため, 両画像のCT値の違いから, VMIを作成することもできる. VMIを作成することにより, これまでSECTで問題となっていたビームハードニング効果の影響を画像上少なくすることが可能になる. 以上のように, DECTは検査目的に応じたコントラストの画像を任意に得ることができる.

### 1-3 VMI の画像再構成理論

VMIの画像再構成法にはProjection-Based MethodとImage-Based Methodの二つの手法がある[14]. 本研究で用いたVMIは後者の手法により作成される. Image-Based Methodとは, 高管電圧撮影によって得られた画像と低管電圧撮影によって得られた画像よりVMIを再構成する方法である.

通常, X線の各エネルギーに対する各物質の $\mu$ は固有値であることから, ある目的の物質の $\mu^k$ を求めようとした場合, 低管電圧撮影と高管電圧撮影によって得られた(1)式と(2)式の二つの一次方程式を解き, 二つの基本物質の密度を得ることで $\mu^k$ を求めることができる.

$$\mu^k = \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_1^k \rho_1 + \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_2^k \rho_2 \quad , \quad k = Low \text{ kV} \quad (1)$$

$$\mu^k = \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_1^k \rho_1 + \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_2^k \rho_2 \quad , \quad k = High \text{ kV} \quad (2)$$

ここで  $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_1$  は物質 1 の質量減弱係数,  $\rho_1$  は物質 1 の密度,  $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)_2$  は物質 2 の質量減弱係数,  $\rho_2$  は物質 2 の密度である.

そして, 以下の(3)式より各エネルギーにおける VMI を算出することができる.

$$\mu(\varepsilon) = \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_1(\varepsilon) \rho_1 + \left(\frac{\mu}{\rho}\right)_2(\varepsilon) \rho_2 \quad (3)$$

また CT 値に関しては式(4)の $\mu$ を書き直して, 以下の(4)の計算式から求められる.

$$CT(\varepsilon) = w(\varepsilon)CT^{Low \text{ kV}} + [1 - w(\varepsilon)]CT^{High \text{ kV}} \quad (4)$$

ここで,  $CT(\varepsilon)$ は VMI の CT 値,  $CT^{Low \text{ kV}}$ ,  $CT^{High \text{ kV}}$ は各管電圧画像の CT 値,  $w(\varepsilon)$ はエネルギー $\varepsilon$ のときの重み付け係数である.

通常, 低管電圧で撮影した画像は高管電圧で撮影した画像と比べ, ビームハードニング効果の影響を強く受ける. よって高管電圧画像の割合を高めていくことでビームハードニング効果の影響を少なくすることができる. この割合を調整するのが重み付け係数  $w(\varepsilon)$ である. 重み付け係数は, 以下の計算式から求められる.

$$w(\varepsilon) = \frac{\mu_1(\varepsilon) \cdot \mu_2^{High \text{ kV}} - \mu_2(\varepsilon) \cdot \mu_1^{High \text{ kV}}}{\mu_1^{Low \text{ kV}} \cdot \mu_2^{High \text{ kV}} - \mu_1^{High \text{ kV}} \cdot \mu_2^{Low \text{ kV}}} \cdot \frac{\mu_2^{Low \text{ kV}}}{\mu_2(\varepsilon)} \quad (5)$$

なお $CT^{Low \text{ kV}}$ ,  $CT^{High \text{ kV}}$ に乘じる二つの重み付け係数の合計は 1 に等しい.

#### 1-4 解析プログラムの概要

単色 X 線は連続 X 線と異なり物質内でビームハードニング効果の影響が無いことから, 正確な $\mu$ を反映した CT 画像が得られる. この事象を利用し, 本研究では二つの工程を組み合わせ, pixel ごとの吸収線量を計算する解析プログラムを作成した.

解析プログラムの構成は,  $\mu$  変換式の作成, ビームデータの作成, 入力値の作成, 画像再構成法の 4 つの工程からなる. まず VMI の画像を $\mu$ 画像に変換するために, catphan600 のセンチビティモジュールを撮影し, 40 keV から 120 keV までの VMI を作成した. そして画像解析ソフトウェアの Image J を用いてモジュール内の即値の物質の CT 値をエネルギーごとに求め, それに対応する $\mu$ を catphan マニュアルより読み取った [15]. なおこのモジュール内には光子エネルギー 40 keV から 120 keV までの $\mu$ が即知の物質を含んでおり, その

値が公開されている。そしてエネルギーごとの $\mu$ と CT 値の関係から線形近似にて $\mu$ 変換式を求め、各 pixel の CT 値に $\mu$ 変換式を乗じ $\mu$ 画像を作成した。

次にボウタイフィルタの形状を反映したビームデータを作成するために、ガントリ内の線量プロファイルを求めた。測定方法は CT 用電離箱を用いてアイソセンタから $\pm 30$  cm の範囲を 2 cm 間隔で測定した。得られた測定値は最大値で正規化し、6 次近似式を求めた。そしてアイソセンタを中心とする測定範囲 25 cm の線量プロファイルを CT 画像の一辺の pixel 数と同じ 512 で除し、入力用のビームデータとした。なおビームデータは平行ビームとした。そして各エネルギーによって求められた $\mu$ 画像に、180 度方向からボウタイフィルタの形状を反映させたビームデータを入力し投影データを作成した。最後に各投影データに対して Filtered back projection(FBP)を用いて画像再構成を行い、ボウタイフィルタの形状を反映させた画像を作成した [16, 17]。最後に $\mu$ 画像を吸収線量画像への変換するために、ガントリ内のアイソセンタにおける空中線量を各線量計で測定し、得られた値を実測値  $I_0$  とし、プログラムに入力し吸収線量画像への変換した。

## 1-5 ファントムを用いた実測値と計算値の比較

### 1-5-1 CTDI ファントムを用いた実測値と計算値の比較

直径 16 cm の CTDI ファントムをアイソセンタに設置し、撮影条件は A-system: 140 kV, 61 mA, 0.33 s/rotation, B-system: 80 kV, 259 mA, 0.33 s/rotation, Pitch 0.5, Beam width 38.4 mm (基本撮影条件) とし撮影を行った。

実測はファントムの中心および周囲 4 点に CT 用電離箱を挿入し、それぞれの測定点で 5 回撮影を行い、その平均を  $CTDI_{100 \text{ measure}}$  とした。また CTDI ファントムにおける  $CTDI_{100}$  は空気吸収線量として取り扱わなければならないため、以下の(6)式を用いて実測値に変換した [18]。

$$CTDI_{100 \text{ measure}} = X_{\text{out}} \times K \times F \times P_{\text{ion}} \times W_{\text{air}} / e \quad (6)$$

$CTDI_{100 \text{ measure}}$ : 実測による  $CTDI_{100}$  [mGy]

$X_{\text{out}}$ : CT 用電離箱の読み値 [C / kg]

$K$ : 大気補正係数  $[(273.2 + T) / (273.2 + 22)] \times [101.3 / P]$

$T$  と  $P$  は測定時の温度  $T$  [°C] と気圧  $P$  [hPa] である

$F$ : CT 用電離箱の校正定数

$P_{\text{ion}}$ : イオン再結合補正係数

$W_{\text{air}}$ :  $W$  値 33.97 [eV]

$e$ : 電子電荷  $1.6 \times 10^{-19}$  [C]

解析プログラムによる計算はCTDIファントムにCT用電離箱が挿入された各画像を用い、40から120 keVまで20 keV間隔でVMIを再構成した。各測定点における $CTDI_{100}$ の計算箇所はCT用電離箱挿入部の周囲4点を計算し、その平均を $CTDI_{100 \text{ calculate}}$ とした。また実測同様、 $CTDI_{100}$ は空気吸収線量として取り扱うため、以下の(7)式を用いて計算値に変換した。

$$CTDI_{100 \text{ calculate}} = I_0 \cdot \frac{W_{\text{air}}}{e} \sum_i \sum_d \exp(-\mu_{i,d} d) \quad (7)$$

$CTDI_{100 \text{ calculate}}$ : 計算による1 pixelの $CTDI_{100}$  [mGy]

$I_0$ : 空気中のガントリ中心部におけるCT用電離箱の実測値

$W_{\text{air}}$ : W値 33.97 [eV]

$e$ : 電子電荷  $1.6 \times 10^{-19}$  [C]

$\mu_{i,d}$ : 入射表面から距離dにおけるFBPによって得られた1 pixelの $\mu$

$d_i$ : 計算pixelに対する入射表面から距離

なお $I_0$ にはCT用電離箱の実測値を入力した。

### 1-5-2 頭部ファントムを用いた実測値と計算値の比較

本研究で使用したランドファントムは、光子に対する吸収効果が人体と等価になるように実効原子番号が7.30、比重が0.985の熱硬化性合成プラスチックで全身を構成している[19]。また骨には人骨を用いている。頭頸部のランドファントムを寝台に設置し、基本撮影条件にて頭頂部から撮影を行った。

実測は左右の水晶体、口腔、大脳、唾液腺、小脳付近の各スライスにRPLDを設置し、測定回数は5回とし、その平均を実測値とした。なお設置位置は、人体解剖学教科書から推測した[20]。

RPLDの読み値は、以下の(8)式を用いて臓器付近の線量 $D_{\text{measure}}$ に変換した[21]。

$$D_{\text{measure}} = K \cdot D \cdot \frac{(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{tiss}}}{(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{air}}} \quad (8)$$

$D_{\text{measure}}$ : 臓器付近における吸収線量 [mGy]

$K$ : RPLDの校正定数

$D$ : RPLDの実測値 [mGy]

$(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{tiss}}$ : 各臓器の質量エネルギー吸収係数 [ $\text{m}^2/\text{kg}$ ]

$(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{air}}$ : 空気の質量エネルギー吸収係数 [ $\text{m}^2/\text{kg}$ ]

次に解析プログラムで計算を行うためにRPLDを取り除き、基本撮影条件にて再度撮影を行った。計算値は40から120 keVまで20 keV間隔で再構成したVMIを用いた。計算箇所

所は RPLD 挿入部とその周囲 4 点とし、その平均を臓器付近の線量  $D_{\text{calculate}}$  とした。

計算値における臓器付近の線量への変換は、以下の (9) 式を用いて臓器付近の線量  $D_{\text{calculate}}$  に変換した。なお補正係数  $S_p$  は CTDI ファントムの結果を参考に、直径 16 cm の CTDI ファントムの中心部における  $CTDI_{100 \text{ measure}}$  と  $CTDI_{100 \text{ calculate}}$  との相対比を用い、ファントム内で発生する散乱線補正用の係数とした。

$$D_{\text{calculate}} = I_0 \cdot S_p \cdot \frac{(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{tiss}}}{(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{air}}} \sum_i \sum_d \exp(-\mu_{i,d} d_d) \quad (9)$$

$D_{\text{calculate}}$ : 計算による 1 pixel の吸収線量 [mGy]

$I_0$ : 空気中のガントリ中心部における RPLD の実測値 [mGy]

$S_p$ : 直径 16 cm の CTDI ファントムの中心部における  $CTDI_{100 \text{ measure}}$  と  $CTDI_{100 \text{ calculate}}$  との相対誤差から求めた補正係数

$(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{tiss}}$ : 各臓器の質量エネルギー吸収係数 [ $\text{m}^2/\text{kg}$ ]

$(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{air}}$ : 空気の質量エネルギー吸収係数 [ $\text{m}^2/\text{kg}$ ]

$\mu_{i,d}$ : 入射表面から距離  $d$  における FBP によって得られた 1 pixel の  $\mu$

$d_d$ : 計算 pixel に対する入射表面から距離

なお  $I_0$  には RPLD の実測値を入力した。

## 2. 結果および考察

### 2-1 CTDI ファントムにおける実測値と計算値の比較

計算値と実測値の相対誤差は、各測定点において VMI のエネルギーが大きくなるに従い大きくなった。実測値と計算値の相対誤差が最も小さかったのは 40 keV の画像から求めた計算値のときであった。40 keV の画像から求めた計算値と実測値を比較すると、電離箱の挿入位置が上部のとき相対誤差が一番大きく -6.28% であった。次いで下部 6.01%、右部 -0.23%、左部 -0.20%、中心部 0% の順で相対誤差が大きかった。また実測値と計算値の相対誤差が最も大きかったのは 120 keV の画像から求めた計算値のときであった。120 keV の画像から求めた計算値と実測値を比較すると、電離箱の挿入位置が下部のとき相対誤差が一番大きく 13.41% であった。次いで中心部 10.73%、左部 7.78%、右部 7.40%、上部 2.56% の順で相対誤差が大きかった。

また 40 keV から計算した CTDI ファントムの周囲 4 点の計算値は、どの測定位置においてもほとんど差が見られなかったが、実測値においては上部と下部の値が左右の値と比べ異なった。これはファントムを設置している寝台による X 線吸収の影響が少なかったことが原因として挙げられる。通常、下部の測定値は寝台による X 線の吸収により、周囲 4 点の中で最も低い値を示す。また上部は寝台による X 線の吸収が少ないため、周囲 4 点の中



で最も高い値を示す。しかし、本研究で用いた DECT は FOV が 330 mm であり、寝台幅 420 mm の寝台をすべて FOV に含むことができなかった。よって実測値と比べ、周囲 4 点の計算値にほとんど差が生じていなかったと考えられる。実際のところ、40 keV 以外のエネルギーの VMI においても CTDI ファントムの周囲 4 点の計算値は、どの測定位置においてもほとんど差が見られなかった。以上のことより、本研究では寝台による X 線吸収が完全に再現できていなかったと考える。

## 2-2 頭部ファントムにおける実測値と計算値の比較

各測定部位の実測値と計算値の臓器付近の線量の相対誤差が最も少なかったのは 40 keV の画像から求めた計算値のときであった。その中でも特に相対誤差が少なかったのは左右の水晶体で 0.21% だった。次いで口腔(1.91%)、大脳(2.06%)、唾液腺(3.94%)、小脳(9.88%) の順で相対誤差は小さかった。相対誤差が最も大きかったのは 120 keV で、相対誤差は右水晶体(-0.67%)、左水晶体(-1.12%)、唾液腺(5.87%)、口腔(9.84%)、大脳(10.13%)、小脳(13.93%) の順で小さかった。

以上のことより、再構成する VMI のエネルギーによって、計算値が異なることが分かった。これは再構成する VMI によって CT 値が変化するためである。本研究で使用したランドファントムは VMI のエネルギーを高くすると、各測定臓器付近の CT 値は減少した。この傾向から考えても VMI のエネルギーを高くしてしまうと実測値と計算値の相対誤差が大きくなってしまふといえる。また臨床における VMI の有効利用の一つに、高いエネルギーの VMI にすることにより金属アーチファクトを軽減させる目的がある。しかし、VMI のエネルギーが高くなるに従い、各の CT 値差は減少してしまい、各臓器間で臓器付近の線量を評価する際は、過大評価してしまう可能性も否めない。よって、本研究のように 40 keV の低いエネルギーの VMI を用いることにより、各臓器の組織間のコントラストが上昇し、かつ実測値に近い計算値が得られると考える。

一方、小脳付近の計算値は各測定点の中で最も相対誤差が大きかった。この原因はファントム内で発生する散乱線の影響と考える。VMI は単色 X 線から作られた画像ではなく、あくまでも連続 X 線から作られた画像である。そのため RPLD はファントム内で発生する散乱の影響を受ける。特に小脳付近は、比較的深部でかつ錐体骨などの厚い骨に囲まれているため、他の部位に比べ散乱線が多く発生している。そのため相対誤差が大きくなったと考える。

以上のことより、本解析プログラムを用いることにより CT 画像から各臓器付近の吸収線量を求めることができた。特に 40 keV の VMI を用いることにより、水晶体に関しては、非常に少ない相対誤差だった。他の臓器に関しても約 10% 以内の相対誤差で評価することが

可能になった。また VMI のエネルギーを高くしたとしても、最大約 14% の相対誤差で評価することが可能であった。

### 3. 結語

本研究は、DECT により得られた VMI 画像を利用し、CT 検査時の被検者の臓器付近の吸収線量を計算する解析プログラムを開発した。その結果、人体等価の頭部ファントムによる評価では、40 keV の VMI を利用することにより、実測値と計算値では最大 10% の相対誤差で評価できることを明らかにした。水晶体に関しては相対誤差 0.21% と非常に小さい結果であった。また解析プログラムから計算された値は実測値に対し、常に過大評価の結果を示した。すなわち、放射線防護上の観点から考えると、安全に使用できる解析プログラムといえる。以上のことより、解析プログラムの有用性を証明することができた。

現在の CT 検査では被検者の受けた被ばく線量を評価するシステムは普及していない。そのような現状に対し、この解析プログラムのように短時間で計算でき、臨床画像をマウスポインタでワンクリックするだけで臓器付近の線量が評価できれば、臨床での有用性は高いと考える。

### 謝辞

本稿をまとめるにあたり、御指導を賜りました首都大学東京大学院 人間健康科学研究科 加藤 洋 准教授に深く感謝いたします。また、論文構成にアドバイス頂きました筑波大学 関本道治助教に御礼申し上げます。そして本研究を進めるにあたり多大な御協力を頂きましたスタンフォード大学 橋篤氏、東京慈恵会医科大学附属病院 放射線部 樋口壮典技師、松尾浩一技師長ならびにCT検査室技師の方々に、厚く御礼申し上げます。

最後に、私のわがまを寛大に受け入れ、いつも理解を示してくれた我が家族に、心から感謝いたします。

### 参考文献

- [1] Amy Berringtonde Gonzalez, Sarah Darby: Risk of cancer from diagnostic X rays: estimates for the UK and 14 other countries, LANCET 363:345-351, 2004
- [2] United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation: UNSCEAR 2008 REPORT, SOURCES OF IONIZING RADIATION, Volume I: Report to the General Assembly, Scientific Annexes A and B, 2011
- [3] 放射線医学総合研究所: 放射線被ばくの早見表, <http://www.nirs.go.jp/information/event/report/2013/0729.shtml>

- [4] 日本放射線公衆安全学会 : <https://jrps-net.jp/>
- [5] International Electrotechnical Commission: IEC60601-2-44, Medical electrical equipment- Part 2-44: Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for computed tomography
- [6] 川浦稚代,青山隆彦,小山修司 : 人体ファントム線量測定に基づいた各種頭部 X 線検査における患者の臓器線量および実効線量評価, RADIOISOTOPES, 54, 55-66 (2005)
- [7] Imaging Performance Assessment of CT Scanners: Type Testing of CT Scanners, Methods and Methodology for Assessing Imaging Performance and Dosimetry
- [8] American Association of Physicists in Medicine. Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations (Task Group 204). College Park, Md: American Association of Physicists in Medicine, 2011.
- [9] X 線 CT 認定技師講習会テキスト (第 3 版) : X 線 CT 専門技師認定機構, 56-58, 2013
- [10] Barnes, G.T., et al. : Detector for Dual-Energy Digital Radiography, Radiology, 156, 537~540, 1985
- [11] Friedman, S.E., et al. : Mineral Content of Bone Measurement by Energy Subtraction Digital Chest Radiography, Am. J. Reontgenol., 149, 1119~1202, 1987
- [12] Gundry, C.R., et al.: Dual-Energy Radiographic Absorptiometry of the Lumbar Spine ; Clinical Experience with Two Different Systems, Radiology, 174, 539~541, 1990
- [13] 原孝則, 市川勝弘 : CT における技術改革と画像の物理特性, 医学物理, Vol. 33 No. 4, 192-201, 2013
- [14] Yu L, Leng S, McCollough CH: Dual-energy CT-based monochromatic imaging, AJR Am J Roentgenol, 199:S9-S15, 2012
- [15] The Phantom Laboratory Catphan Manual, Sensitometry, pp.16
- [16] 篠原広行, 坂口和也, 橋本雄幸. Excel による画像再構成 入門. 医療科学社, 2007
- [17] 橋本雄幸, 篠原広行. C 言語による画像再構成の基礎 (画像再構成シリーズ) . 医療科学社, 2006
- [18] AAPM Report No. 96: The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT, 2008
- [19] The Phantom Laboratory. The RANDO ® Phantom, RAN100 and RAN110. 1-3.
- [20] 入門人体解剖学改訂第 5 版. 南江堂, 2012
- [21] 市川勝弘, 村松禎久. 標準 X 線 CT 画像計測. オーム社, 2010