

## 単色 X 線 CT の医学診断応用

取越正己 放射線医学総合研究所 〒263-8555 千葉県稲毛区穴川 4-9-1

角尾卓紀 放射線医学総合研究所 〒263-8555 千葉県稲毛区穴川 4-9-1

### 要旨

最近、国内でも盛んになってきた粒子線治療では、その治療計画において体内の電子密度分布が必要不可欠の情報である。治療計画をより高精度にするためにはより正確な電子密度を測定することが求められる。被写体の電子密度を直接測定する方法の一つに 2 種類の単色 X 線を用いた CT 撮影があり、実用化に対して最も有望な方法と考え、その基礎研究を実施した。2 色 X 線 CT により疑似生体物質では電子密度は約 1% の精度で測定できることが分かった。また、ラット及び豚の臓器を対象に 2 色 X 線 CT を実施し、その画像の特徴を調べた。

### 1. はじめに

1972年に X 線 CT スキャナーが世に実用機として発表されて、その 3 年後には X 線管の管電圧を変えて撮影する Dual-kV X 線 CT の研究が発表された。Ratherford らはその技術を用いて脳腫瘍の性状を確定する診断を試みた<sup>1)</sup>。彼らは X 線管に異なる電圧を印加して撮られた 2 つの画像から、半経験的なモデルを用いて実効原子番号と電子密度を求め、腫瘍とその周囲の正常組織との間でその 2 つの量にどのような差が見られるかを比較し、腫瘍を特定しようとした。彼らは X 線管からの連続エネルギースペクトルの X 線に対して実効エネルギー<sup>2)</sup>を定義して、2 種類の管電圧で発生する X 線を、対応する実効エネルギーの単色 X 線と解釈した。X 線管を用いた CT は beam hardening のために、一般的に定量性が低い。これは CT 画像の画素値が、被写体の大きさやエネルギースペクトルに影響されることに起因している。同時期に電子密度をコンプトン散乱断層法<sup>3)</sup>で測定する方法も研究された。これは <sup>60</sup>Co のガンマ線を被写体に入射し、ビーム方向に対し約 90° 方向に散乱されるガンマ線を検出し、断層像を構築する方法である。しかし、これらの方法で得られる画像は、線量不足などの原因により画質が悪い上に定量性も悪く実用化には至らなかった。Dual-kV X 線 CT は骨密度測定などに使われるようになった例もあるが、CT の多くはデータの定量性よりも画質の向上を至上命題として進んできた。最近のヘリカル CT や MDCT の画像を基に構成された仮想内視鏡画像には、「ミクロの決死圏」を思わせるものがある。

電子密度は医学診断情報として重要視されるものではなかった。一方、がんの放射線治療法の一つとして近年国内でも盛んになりつつある粒子線治療では、治療計画における線量分布や粒子線の体内飛程の計算に、患者の治療部位を含む断面内の電子密度分布が必要不可欠なデータとして扱われる。粒子線治療では、荷電粒子は体内で主に電磁相互作用を通して運動エネルギーを損失し、その移行エネル

ギーにより腫瘍細胞の DNA に損傷を与える。これが治療のメカニズムと考えられている。陽子線をはじめとする高速イオンの物質内での LET 分布には、飛程終端付近にピークが形成されることが知られている。これは物質内で線量が集中することを示しており、体内であっても必要箇所に線量を集中させることができることを示唆している。すなわち、深部に位置する腫瘍であってもその周囲の正常細胞への線量を少なく、腫瘍への線量を最大にする放射線治療が可能となる。これがために標的位置や照射線量の誤差は従来の光子線治療以上に大きな影響を持つことも否めない。粒子線の特長を十分生かすには、精度良い治療計画が必要とされ、そのためには正確な電子密度分布の測定が要求される。現在、実用的手段において電子密度を直接測定するすべはなく、X 線 CT で得られる CT 値と電子密度との間に直線関係を仮定して、近似的に電子密度を求めている。この場合、近似そのものが持つ誤差と、CT 値に含まれる beam hardening の影響による誤差が考えられる。これらの誤差は通常は照射領域のマージンとして含められている。しかし、例えば脊髄などの重要臓器に近い腫瘍に対しては、できる限りこのマージンを小さくして、腫瘍体積に十分な線量が当たるようにしたい。このためには、従来以上の精度の電子密度測定が必要とされる。本研究では、粒子線治療を更に高度化するために、電子密度を直接測定することを目的とした。

単色 X 線を利用した CT 撮影では、2 つの異なるエネルギーの単色 X 線で CT 撮影 (2 色 X 線 CT) することにより、再構成画像を電子密度で表すことができる。これは患者の断層面の電子密度を測定することに他ならない。また、単色 X 線を使用するため X 線の beam hardening の影響が無く、より精度良い測定が可能となる。

2 色 X 線 CT の方法として、2 つの異なる単色 X 線を独立に用いて CT 撮影する方法と、2 つのエネルギー成分の X 線が混在したビームを用いる方法<sup>4)</sup> (2 色混合 X 線 CT と呼ぶ) を用いた。後者は、分光器で反射される高調

波を積極的に利用して基本波と高調波の混合ビームを生成し、適当なフィルターでその混合率を変えた2種類のビームを用いることで、前者の方法と等価な撮影が可能となる。臨床を目的とした実用的方法にはこの方法が有利と考えている。

本研究の最初の目標は定量性の良い電子密度を得ることにあり、当面の目標として1%以下の精度で電子密度を測定することとした。そこで、電子密度測定の定量性の確認のために、まず、第1世代CT装置(1次元CT)を構成し、様々な試料の電子密度値を測定し、理論値及び他の測定値と比較した。その後、シンチレータアレイを用いた2次元検出器により生体試料に対して2色X線CTを行い、その画像の特徴について検討した。本報告では、電子密度測定の方法とその定量性並びに画像の特徴について述べる。

## 2. 電子密度測定の方法

単色X線CTの再構成画像は、通常のCT値の代わりに線減弱係数で構成される。X線診断領域のエネルギーでは線減弱係数は以下に示すように、主に光電吸収の項と弾性・非弾性散乱の項で表せる。

$$\mu = \rho \frac{N_A}{A} (\sigma_{el} + a\sigma_{SC}^{coh} + a\sigma_{SC}^{incoh}) \quad (1)$$

式中の $\rho$ は物質の密度、 $A$ は原子数、 $N_A$ はアボガドロ数を表す。右の項の括弧内第1項は光電吸収断面積、第2項は弾性散乱断面積、第3項は非弾性散乱の断面積を示す。具体的表式としてHawksとJacksonの提案した近似式を用いた<sup>5)</sup>。光電効果はK-殻吸収を主要項として、L-殻吸収を補正項として取り入れ

$$\sigma_{el} = 4\sqrt{2}Z^5\alpha^4 \left( \frac{mc^2}{k} \right)^{3.5} \phi_0 \sum_{nl} f_{nl}$$

で表した。 $Z$ は物質の原子番号、 $k$ はX線のエネルギーを表す。 $f_{nl}$ が補正項である。散乱項は弾性散乱と非弾性散乱を合わせて次の様に表した。

$$\sigma_{SC} = Z\Phi_{KN}(k) + (1-Z^{b-1}) \left( \frac{Z}{Z'} \right)^2 \Phi_{coh}(Z', k')$$

右辺第1項はNishina-Kleinの式である。第2項は弾性散乱と非弾性散乱の補正を含む式であり、ここで $Z'$ は基準とする元素の原子番号、 $\Phi_{coh}$ はその元素の弾性散乱の断面積である。JacksonとHawksは $Z'$ として酸素を基準に取った。また、 $k'$ は基準元素のための変換エネルギーで $k' = (Z'/Z)^{1/3}k$ で表せる。パラメータ $b$ として0.5が提案されている。我々はJacksonとHawksの計算に従い、 $\Phi_{coh}$ と

してJ. H. Hubbell等の計算値<sup>6)</sup>を用いた。式(1)中の $\rho N_A/A$ に $Z$ を乗じた量は電子密度に他ならないため、この式は簡単に次の様に表すことができる。

$$\mu = \rho_e [Z^4 F(k, Z) + G(k, Z)]$$

この式から、線減弱係数は近似的に物質の電子密度と原子番号の2つを未知数とする関数であることが分かる。従って、最低2つのエネルギー $k_1, k_2$ の単色X線で減弱係数を求めると、連立方程式を解く要領で電子密度と原子番号を求めることができる。しかし、各項は未知数の $Z$ の関数でもあるため、単純ではないが、 $F(k, Z)$ と $G(k, Z)$ は $Z$ に強く依存しないと仮定して次の式をたて、繰り返し計算で解くことで、計算の収束値として原子番号が得られる。

$$Z^4 = \frac{\mu(k_2)G(k_1, Z) - \mu(k_1)G(k_2, Z)}{\mu(k_1)F(k_2, Z) - \mu(k_2)F(k_1, Z)} \quad (2)$$

その $Z$ の収束値を用いて次の式で電子密度 $\rho_e$ を得ることができる。

$$\rho_e = \frac{\mu(k_1)F(k_2, Z) - \mu(k_2)F(k_1, Z)}{F(k_2, Z)G(k_1, Z) - F(k_1, Z)G(k_2, Z)} \quad (3)$$

この方法では、 $k_1 < k_2$ であれば $\mu(k_1) > \mu(k_2)$ を仮定している。この仮定が成り立たない場合は、 $Z$ は虚数となり、意味のない結果となる。これは、 $k_1$ と $k_2$ の間に吸収端を持つ様な物質がある場合には適用できないことを意味する。被ばく線量や被写体の大きさを考えるとX線エネルギーは40 keV以上が必要と考えている。40 keV以上に吸収端を持つ物質は通常の生体内にはないとして扱って良いため、この条件は特殊な状況以外では問題とならない。

## 3. 定量性の確認(1DCTによる測定)

最大の目的である、電子密度測定値の定量性を確認するために、第1世代CT装置を構築した。X線検出器が1次元的にスキャンするために、これを1次元CT(1DCT)と呼ぶ。1DCTではX線検出部にダイナミックレンジの広い検出器を選択することが可能であり、定量性確認の上では最適の測定が可能と考えた。以下で実験とその結果について述べる<sup>7)</sup>。

### 3.1 実験試料

2色X線CTによる電子密度測定値の絶対値測定を行う上で、測定値を理論値と比べることができるよう、被写体にはできる限り組成が既知の物質を選んだ。水溶液試料として水、エタノール、及び第2リン酸カリウムの重量濃度1%から5%まで1%刻みで調整した水溶液を用いた。重量濃度の精度は $\pm 0.2\%$ 程度と思われる。固体試料

としてグラファイト、ファントム材料（京都科学機製：肺等価材（LP）、脂肪等価材（SZ49）、軟骨等価材（SZ160）、筋肉等価材（SZ207）、緻密骨等価材（BE-T））を用いた。ファントム材料の組成と密度はメーカーが情報を公開している。しかし製造過程での不純物混入や吸湿・乾燥、変形などにより、実際の試料にはメーカー情報が使えない可能性がある。すなわち、これら固体試料の電子密度値は別途何らかの方法で検証する必要があると考え、第3.3項に示した方法を用いてその電子密度を測定した。従って、液体試料については電子密度理論値と比較、固体試料については別実験での結果と比較することで、2色 X 線 CT による電子密度測定値の検証を行った。

### 3.2 実験 1 2色 X 線 CT

実験は SPring-8 の BL20B2 の第 3 ハッチ、及び KEK の PF-AR の NE5A で行った。X 線検出器にはプラスチックシンチレータを用いた。シンチレータと光電子増倍管全体を鉛のシールド容器に入れ、シールド容器前面に  $\phi 5$  mm のアパーチャーを設けた。アノード出力を電流増幅器に入力し、電流信号として検出した。電流値は電流/周波数変換した後、スケーラーで計数した。この方法の特徴は高計数率の測定に強いことであり、X 線光子数が  $10^4 \sim 10^9$  光子/秒の強度に対して出力の線形性が確認できた。X 線エネルギーは SPring8 では 40 keV と 70 keV とした。PF-AR では Si(220)結晶を用いて、基本を 40 keV に合わせ、同時に反射される 2 倍高調波の 80 keV を同時に用いる 2 色混合 X 線 CT を行った。Si 結晶は表面を研磨してすりガラス状にし、積分強度を増加させた。これにより full tune 時、80 keV の混じりは 40 keV に対して 2% 以上であった。40 keV と 80 keV の混じりは、被写体と電離箱の間においたアルミ箔からのコンプトン散乱線を NaI(Tl) 検出器で検出することで測定した。

測定では、X 線ビームは上流で約 1 mm  $\times$  1 mm にコリメートした。試料を回転テーブル上に置き、その下流約 30 cm  $\sim$  50 cm に検出器を配置した。検出器は水平方向に 1 mm ステップでスキャンし、必要範囲をスキャンした後、試料を 0.8° ステップで回転し、これを 180° になるまで繰り返す。入射光子数の変動は試料の上流側においたアルゴンガス使用の電離箱で測定した。

### 3.3 重イオン水中飛程測定

電子密度の定量性確認のための補足実験について説明する。固体試料を対象に、高速重イオンビームの試料中でのエネルギー損失を測定して、損失量の大きさから電子密度を測定した。実験は放射線医学総合研究所の医用重粒子加速器 HIMAC からの 290 MeV/n の炭素ビームを用いた。エネルギー損失の大きさは、試料を通過した炭素ビームと、通過しない炭素ビームの水中飛程の差を測定して得ることができる。上記の水中飛程差は、高エネルギー近似の下では、以下のような単純な式で表せる。

$$\Delta R = T \times (\rho_e / \rho_{eWater})$$

式中の  $\Delta R$  は水中飛程の差、 $T$  は試料の厚さ、 $\rho_e$  は求めたい試料の電子密度、 $\rho_{eWater}$  は水の電子密度である。以上より、炭素ビームの水中飛程差を測定することにより、電子密度が測定できることが分かる。飛程測定の精度は、電子密度が既知の試料として Al (JIS 規格 A1050) を用いて測定した結果  $\pm 0.08$  mm であった。

### 3.4 結果と考察

2 色 X 線 CT で得られた電子密度値を、電子密度の理論値または飛程測定で得られた値（参考値と呼ぶ）と比較して Fig. 1 に示す。図では横軸を理論値または参考値とし、縦軸に測定値を示す。図より分かるように水に近い物質の大部分は  $\pm 1\%$  以内で一致していることが分かる。肺等価物質（LP）では相対比で約 2.5% の差が生じている。LP の飛程測定では水中飛程差は約 3.5 mm 程度であり、飛程測定精度からは高々 2% 程度の精度しか期待できない。このことから LP に関する限り両者の差の大部分は飛程精度によるものと思われる。以上から、2 色 X 線 CT で得られる電子密度は、理論値及び参考値と  $\pm 1\%$  程度で一致していると結論付けた。

各試料について実効原子番号も得られた。例えばグラファイトの実効原子番号は  $5.96 \pm 0.09$  となり、単体と考えて良い値が得られた。一般に実効原子番号は、電子密度とは異なり物理量とは言い難いが、物質の組成の平均的な特性を示す意味では充分利用できる情報と考えられる。Fig. 2 に実効原子番号を電子密度に対してプロットした結果を示す。ここから 2 つのことが読みとれる。一つは、重量濃度 1%  $\sim$  5% の第 2 リン酸カリウム水溶液の電子密度は 1% の変化しか示さないが、実効原子番号は約 5% の変化を示す。一方、LP の実効原子番号は水と殆ど同じであるが、電子密度は大きく異なる。これは画像の観点から言えば、電子密度画像で見えて実効原子番号画像で見えないまたはコントラストが乏しい、またはその逆があり得ることを示している。Fig. 3 に 1DCT で撮影した頭部を模擬したファントム画像を示す。楕円形のアクリル製の容器中に水を入れ、更に小さいアクリル容器を複数個入れ、それぞれを第 2 リン酸カリウム水溶液で満たした。Fig. 3 (A)、(B) はそれぞれ 40 keV、70 keV X 線に対する減弱係数を示す。(C) は電子密度で表した、(D) は実効原子番号で表した画像である。アクリル壁は電子密度は高いが、実効原子番号は水より低い。これらの特徴が両画像に明瞭に現れている。画像のこの特徴は、ある組織の異常性を両画像の比較から判断できる可能性を示唆している。次章で生体試料を用いて、これらの特徴を具体的に示す。

## 4. 2 色 X 線 CT 画像の特徴

特に画像を取得する目的でシンチレータの 2 次元アレイの X 線検出器を用いて SPring-8 の BL20B2 で実験を行

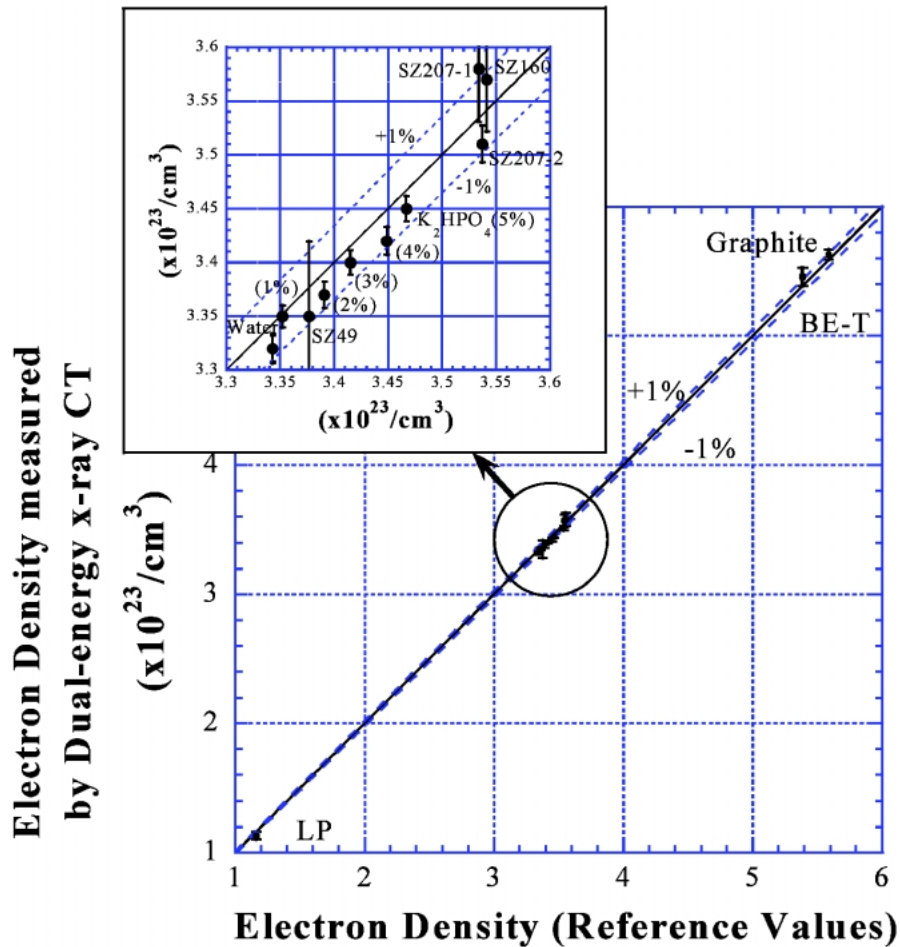


Figure 1. Electron densities measured in the dual-energy x-ray CT compared with theoretical values and reference values.

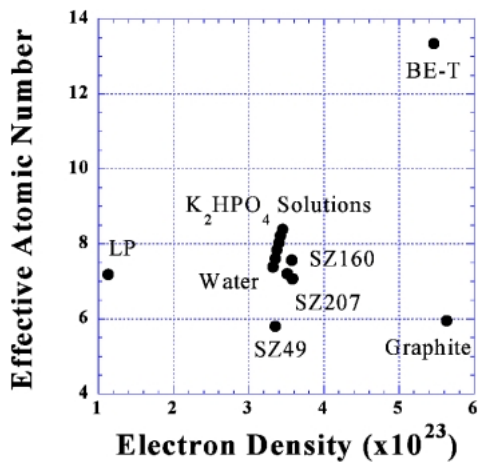


Figure 2. Correlation between electron density and effective atomic number.

ったので、その結果を中心に紹介する。

#### 4.1 2色 X 線 CT システムと CT 撮影

実験は BL20B2 の第 3 ハッチで行った。CT システムとして被写体を回転させる回転テーブル、その下流約 50~

60 cm に検出器を設置した。入射光子数は同じビームラインの第 1 ハッチ内のイオンチェンバーで測定した。検出器は 256×96 の Gd<sub>2</sub>O<sub>2</sub>S(Pr) シンチレータのアレイで構成される。各要素は 1.028 mm (縦)×0.894 mm (横) の寸法を持つ。シンチレーション光はフォトダイオードにて電流に変換され、電荷積分される。各チャンネルの電荷は 64×96 チャンネル毎に一つの電流アンプで電圧変換される。電圧信号は 16 ビットのデジタル信号に変換され読み出される。全チャンネルの読み出しに要する時間は 1.1 ms である。残留電荷の影響を防ぐ目的で、撮影直前に読み出しを 10 回行う。読み出しに要する時間は約 11 ms であり、総合的に最大で毎秒約 100 フレームの画像取得が可能である。画像は素子のサイズに応じたスライス厚約 1 mm で撮影される。このサイズは通常の X 線 CT に比べ僅かに大きい。

CT 撮影は 40 keV 並びに 70 keV の 2 種類の単色 X 線を用いて行った。Si(311)面を用いた 2 重結晶分光器は、いずれのエネルギーの場合も、フルチェン時の強度の約 2 分の 1 の強度となるようにデチューンした。CdTe 検出器による X 線ビームのスペクトル測定では、基本波以外に高調波の混じりは観測されていない。

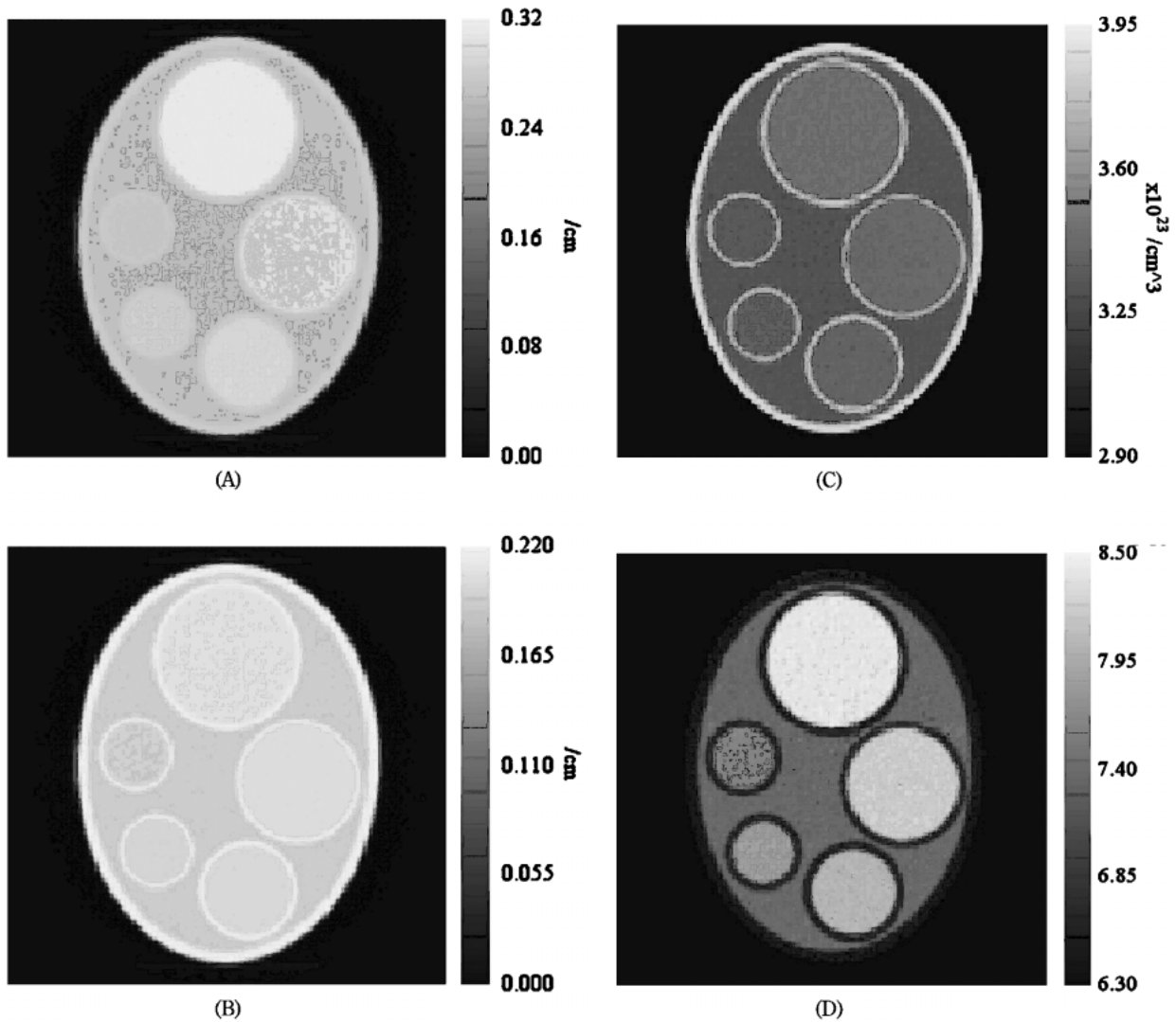


Figure 3. Dual-energy x-ray CT images of the phantom for simulating a head. The ellipsoidal vessel is filled with water, and each smaller vessel is filled with solution of di-potassium hydro-phosphate. The images of (A) and (B) are based on attenuation coefficients for 40 keV x-ray and 70 keV x-ray, respectively. The images of (C) and (D) are based on the electron density and effective atomic number, respectively.

CT 撮影は被写体（試料）を回転させる方法で行う。試料は回転テーブル上で  $0^{\circ} \sim 180^{\circ}$  までを  $0.8^{\circ}$  または  $0.4^{\circ}$  ステップで回転する。回転テーブルは左右方向にも駆動できるため、CT 撮影の開始と終了時に、回転テーブルは一度照射野外に外れて、その間に被写体のない白画像 ( $I_0$ ) を撮影する。露光時間は約 50 ms から数百 ms と幅が広い。オフセット値を CT 撮影開始前に測定する。1 回の CT 撮影はオフセット測定、白画像測定を含め、約 10~15 分程度で終了する。しかし、測定前の露光時間の確認に最も時間を要し、1 条件でデータ取得に要する時間は約 30 分~1 時間である。

#### 4.2 ラット胸部画像

まず、2 色 X 線 CT で得られる典型的な画像を示す。Fig. 4(A), (B) に 40 keV と 70 keV の X 線に対する減弱係数で表したラットの胸部の断面画像を示す。肺が低い減

弱係数値で明瞭に表れている。ラットはビームラインに対して斜めに置いたため、肺のほぼ縦断面に近い画像が得られた。(C), (D) に電子密度画像と実効原子番号画像をそれぞれ示した。肺は直径  $0.006 \sim 0.02$  mm 程度の肺胞が集まった組織であり、他の臓器に比べ空気を大量に含む。このため、平均的に見た電子密度は低く、これが減弱係数画像や電子密度画像で肺が明瞭なコントラストで現れている理由と考えられる。一方、実効原子番号画像では肺は周辺組織との区別が付かず、コントラストの乏しい画像となった。これは、肺の組成の実効原子番号が周辺組織に近いことが原因であることは明らかである。以上の画像の特徴は、次の様な簡単なモデルで容易に理解できる。

厚さ  $T$  の物質が  $\Delta t$  の厚さの  $n$  層に分かれており、半分の層には減弱係数  $\mu$  の物質を満たし、残り半分は空、すなわち  $\mu = 0$  とする。この時、測定される減弱係数  $\mu_m$  は  $\mu$

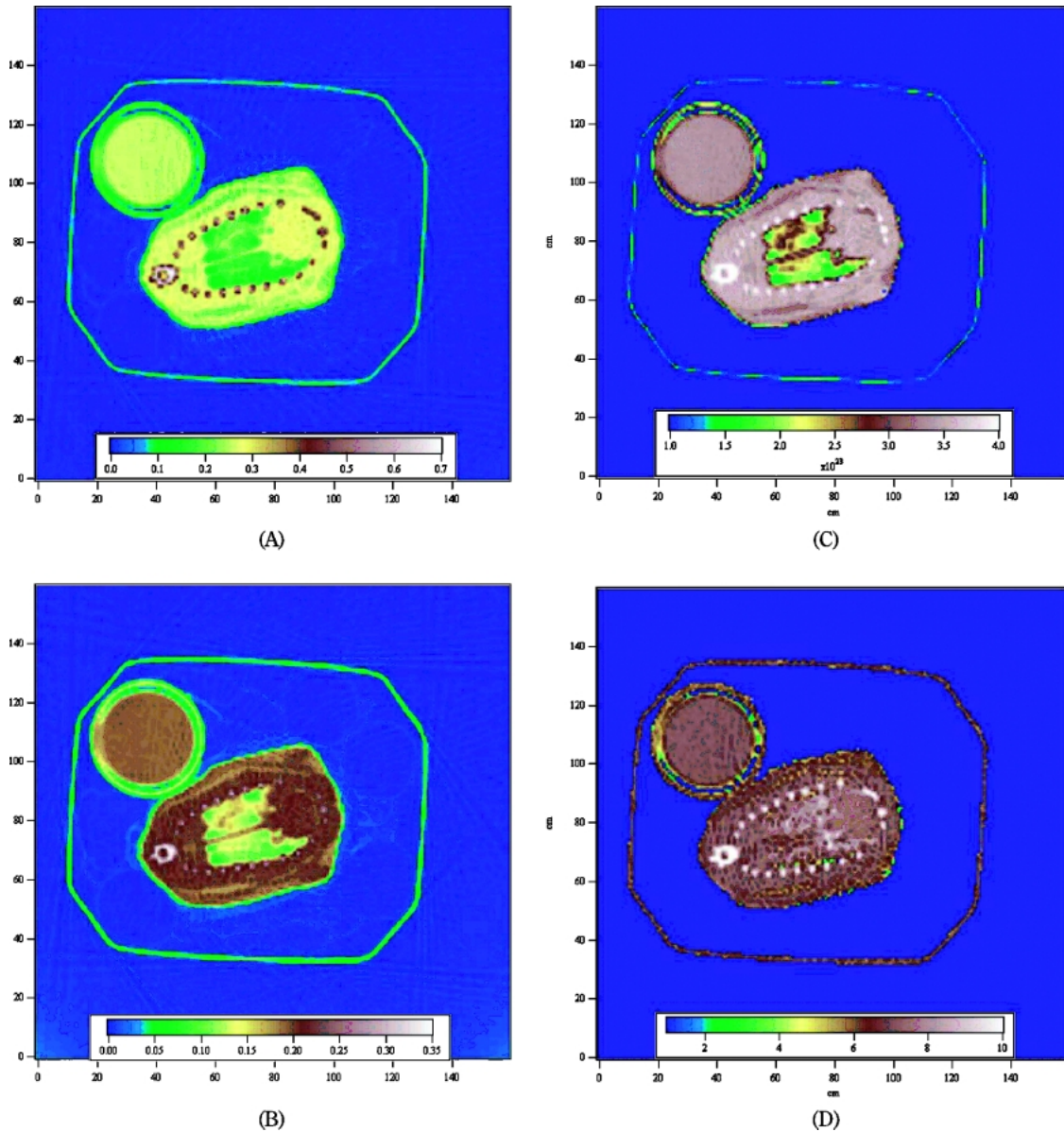


Figure 4. Dual-energy x-ray CT images of thorax of a rat. The images of (A) and (B) are based on attenuation coefficients for 40 keV x-ray and 70 keV x-ray, respectively. The images of (C) and (D) are based on the electron density and effective atomic number, respectively. The ring located at left upper in each image shows a water sample, which was used to verify accuracy of the measurement.

$/2$  となることは明らかである。また、第2章の(2)式から分かるように、2色に対応する減弱係数  $\mu_{m1}$  と  $\mu_{m2}$  から得られる  $Z$  は、 $\mu_1$  と  $\mu_2$  から得られる値に等しい。また、(3)式から明らかな様に、電子密度は減弱係数  $\mu$  の物質の電子密度の半分に等しい。すなわち、物質に空気（減弱係数が0と見なせる物質）が入っている場合は、電子密度は元の物質の電子密度の体積比倍となり、実効原子番号は変わらない結果となる。このモデルは肺の全体積中で肺胞の占める割合を計算できる可能性を示している。すなわち、無気肺の電子密度が周辺組織に等しいと近似すれば、 $1 - \rho_{Lung} / \rho_{Tissue}$  は肺胞の占める体積比を示す。図の場合に適用すると、肺の電子密度平均値は  $2.14 \pm 0.08 \times 10^{23}$ 、周辺

組織は  $3.49 \pm 0.08 \times 10^{23}$  であり、肺胞内容積は肺全体の体積の30~40%を占めると言える。

### 4.3 豚の臓器の画像

6ヶ月齢の豚の臓器の新鮮標本を被写体とした画像例を示す。標本は屠殺後切除した臓器を容器に詰め、周囲に寒天を流し込んだ。これは回転中の動きを止めるための処置である。寒天は生理食塩水で溶解して、更に腐敗防止措置としてアジ化ナトリウムを混合した。

#### 脳

脳の水平断面画像を Fig. 5(A)~(D)に示す。(A)、(B)はそれぞれ40 keVと70 keVのX線の減弱係数画像、(C)、(D)はそれぞれ電子密度画像と実効原子番号画像で

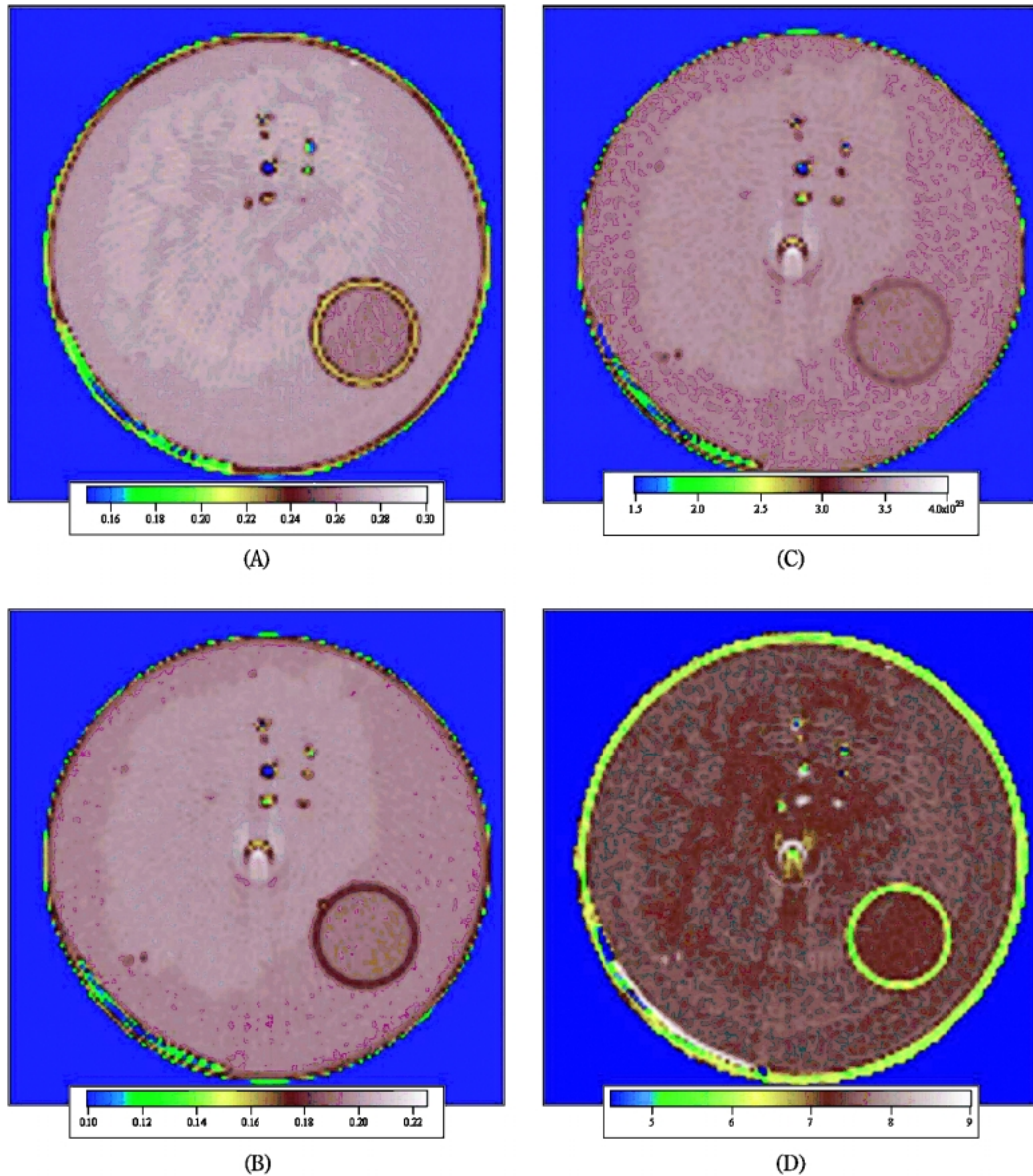


Figure 5. Dual-energy x-ray CT image of brain of a pig. The images (A) and (B) are based on attenuation coefficients for 40 keV x-ray and 70 keV x-ray, respectively. The images (C) and (D) are based on the electron density and effective atomic number, respectively. There is no furrow in the images (B) and (C). The image (C) shows that the electron density of the brain is homogeneous over the cross sectional area. However, the furrows clearly appear in the images (A) and (D). The image (D) tells that the effective atomic number of the areas of the furrows is slightly lower than the brain parenchyma.

ある。各画像に見られる右下の円形は水の容器を示す。全ての試料容器には測定精度確認のために、水試料を入れた。本測定で得られた水の電子密度値は $3.32 \pm 0.01 \times 10^{23}$ で、理論値に比べ-0.6%で一致している。(A)には脳と脳実質内部に構造が見られる。これは脳室が、標本作製時に変形したことによるパターンと思われる。一方このパターンは(B)の画像には見られない。この傾向は電子密度画像と実効原子番号画像にも同様に見られた。(C)は断面全体にわたって均一な電子密度値を示している。また(D)で分かるように、脳実質の実効原子番号は周辺の寒天に近

い値を示し、殆ど識別できず、脳室のみが実効原子番号が相対的に低い値として現れた。電子密度と実効原子番号の代表的な ROI 平均値を **Table 1** に示す。通常の X 線 CT 画像では、減弱係数に X 線のスペクトルを畳み込んだ量が得られ、これを CT 値に直して画像を構成する。電子密度が均一であっても実効原子番号が異なれば CT 値も異なるため、一般的には脳実質と脳室は異なる電子密度と見なされる。そこで **Table 1** の結果を基に、連続エネルギースペクトルを持つ X 線を想定し、CT 値を模擬的に求めた。

CT 値は被写体の減弱係数と水の減弱係数の相対差で定

Table 1. ROI average values of  $\rho_e$  and  $Z_{eff}$

	Brain parenchyma	Ventricle	Difference (%)
$\rho_e (\times 10^{23})$	$3.43 \pm 0.01$	$3.42 \pm 0.01$	$0.2 \pm 0.5$
$Z_{eff}$	$7.66 \pm 0.05$	$7.54 \pm 0.05$	$1.7 \pm 0.7$

義され、次のように表される。

$$CT-number = 1000 \frac{\mu_m - \mu_w}{\mu_w}$$

$\mu_m$  は被写体の平均的な減弱係数、 $\mu_w$  は同じスペクトルで測定した水の平均的な減弱係数を示す。連続スペクトルを用いた場合の平均的な減弱係数は、求めようとする物質の位置でのエネルギースペクトルで平均した減弱係数として定義される<sup>8)</sup>。ここでは、もっと直感的に CT 値を計算するために、頭部を直径20 cm の円筒で模擬し、外周2 cm 厚の水、その内側に6 cm 厚の脳実質、中心の直径4 cm を脳室として構成した。120 kV X 線管からのスペクトル<sup>9)</sup>を仮定し、CT の投影データを模擬した。水の減弱係数は Hubbell の計算<sup>10)</sup>、脳実質と脳室は **Table 1** の値を用いて計算した。その模擬データを基に再構成して CT 画像を生成した。その結果、脳実質の CT 値は34~32であった。脳室部は24となった。脳実質の CT 値に幅があるのは、CT 値は beam hardening の影響を強く受け、場所によって値が異なるためである。この効果は画像上ではカッピング効果として現れる。CT 値の変動を考慮すると、両部位の CT 値の差は10~8 となる。この CT 値の差が電子密度差としてどの程度になるかを見る。最も単純な考え方は水と空気では CT 値と電子密度の間に直線を仮定する方法である。水の CT 値は0で、電子密度値は $3.34 \times 10^{23}$ 、空気の CT 値は-1000で電子密度は0と近似できる。この比例関係を CT 値のプラス側にも仮定すると、脳実質と脳室間の電子密度差は約0.8~1%となる。2色 X 線 CT 画像から得られる差0.2%に対して約5倍の値を示している。すなわち、電子密度が同じであっても、実効原子番号が異なる物質は、CT 値としては異なる値として認識されるため、実際の電子密度値と異なる値を導き出す可能性がある。一般的に連続 X 線の場合、使用する X 線のエネルギースペクトルを高エネルギー側にシフトすることにより、より正確な電子密度を評価することができる。これは、X 線の減弱はエネルギーが高くなるに従いコンプトン散乱が支配的になり、電子密度への依存性が相対的に大きくなるためである。

#### 腎臓

腎臓は大きく分けると比較的堅い腎皮質とその内側の腎髄質、中央部には尿を集めて尿管に導く腎盂が位置する。腎盂は脂肪分に富んだ結合組織からなり、X 線吸収画像では見易い。一方、腎髄質と腎皮質は組成が近いため識別

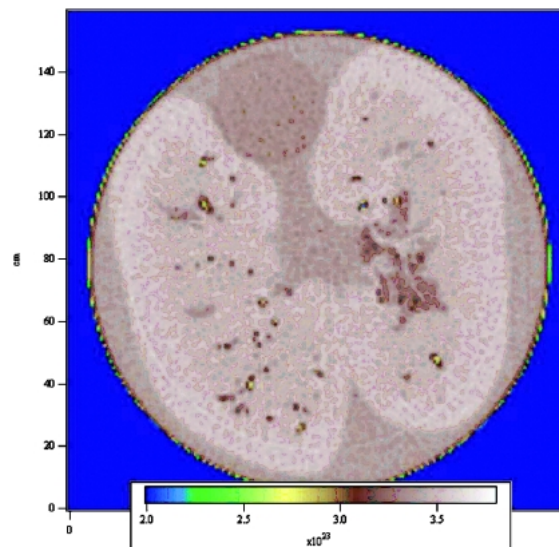


Figure 6. An electron density image of kidney of a pig. The low electron density part (the dark area) is corresponding to renal pelvis.

が難しく、これを識別するためには造影剤を用いたダイナミック CT 撮影が行われる。豚の腎臓に対して撮影した2色 X 線 CT の結果得られた電子密度画像を **Fig. 6** に示す。図には腎盂を明瞭に見ることができる。電子密度値は腎臓の皮質部の ROI 平均値が腎髄質部に比べ相対的に大きい値になっている。その差は高々1%前後であり、明瞭なコントラストを得るまでには至らないが、ウィンドウを広げることで識別は可能となる。対応する実効原子番号は誤差の範囲内で変化は認められない。これは脳の場合と逆の傾向である。脳と同様に単純なモデルを仮定し、120 kV の連続 X 線を用いた計算から CT 値を概算すると、CT 値差は6~7 となることが予想される。電子密度差は2色 X 線 CT に比べより小さくなり、CT 画像上での腎皮質と腎髄質の識別は困難になる傾向となる。

#### その他の臓器

生体試料として、上記の他に心臓、肝臓、脾臓、膵臓、及び血液について2色 X 線 CT 撮影により電子密度、実効原子番号の情報を得た。殆どの画像で、実効原子番号画像はコントラストに乏しい画像を示している。生体構成物は基本的に水を中心に、炭素、窒素を付け加え、更に少量の Na や K などが少量加わった組成であり、組織毎に組成が近いのはごく自然なことと思われる。両画像比較すると、血液を除いていずれの画像にも、部分的あるいは局所的に電子密度画像と実効原子番号画像で見え方の異なる箇所が散見された。画像と試料の剖検の比較はしていないため、これら興味深い現象が何に由来しているかは今のところ不明である。

#### 5. まとめ

放射光から得た単色 X 線を用いて2色 X 線 CT を行っ



た。これによりデータの定量性が向上し、特に電子密度の測定値精度は、当初の目的である重粒子線治療計画の高精度化を達成できる程度まで達したと考えている。しかし、あくまで研究段階であり、臨床に利用するためには装置そのものの開発、利用できるビームラインなど依然ハードルは高い。更に臨床的立場からは、CT 撮影で患者を回すことに対して強い抵抗感があり、この方法が臨床の場に定着するためには最終的には小型の単色 X 線源の開発が必要と考えられる。画像情報に関してラット胸部の画像から、使用する X 線のエネルギースペクトルによる修飾を受けない基本的な量である電子密度と実効原子番号を画像化できることが分かった。両画像を比較することで組織の異常性を示すなど、従来の CT 画像では得られない診断情報が得られる可能性がある。

#### 参考文献

- 1) R. A. Rutherford, B. P. Pullan and I. Isherwood: *Neuroradiology* **11**, 15 (1976).
- 2) E. C. McCullough: *Med. Phys.* **2**, 307 (1975).
- 3) 遠藤真広, 松本 徹, 飯沼 武, 館野之男: 核医学 16号, 175 (1979).
- 4) M. Torikoshi, T. Tsunoo, M. Endo, K. Noda, M. Kumada, S. Yamada, F. Soga and K. Hyodo: *J. BioMed. Opt.* **6**, 371 (2000).
- 5) D. F. Jackson and D. J. Hawkes: *Phys. Rep.* **70**, 169 (1981).
- 6) J. H. Hubbell, Wm J. Veigele, E. A. Briggs, R. T. Brown, D. T. Cromer and R. J.: *J. Phys. Chem. Ref. Data* **4**, 471 (1975).
- 7) M. Torikoshi, T. Tsunoo, M. Sasaki, M. Endo, Y. Noda, Y. Ohno, T. Kohno, K. Hyodo, K. Uesugi and N. Yagi: *Phys. Med. Boil.* **48**, 673 (2003).
- 8) A. C. Kak and M. Slaney: "Principles of Computed Tomographic Imaging", IEEE Press, New York, 1988, p. 119.
- 9) T. R. Fewell, R. E. Shuping and K. R. Hawkins: "Handbook of Computer Tomography X-Ray Spectra", HHS Publication No. 81-8162, Rockvill, 1981.

10) <http://physics.nist.gov/PhysRefData/Xcom/html/xcom1.html>

#### 著者紹介



#### 取越正己

放射線医学総合研究所 重粒子医科学センター 加速器物理工学部 照射装置開発室

E-mail: torikosi@nirs.go.jp

専門: 放射線計測, 加速器物理工学

#### 略歴:

- 1983年 東北大学理学部原子核理学専攻博士課程修了
- 同年 東京大学原子核研究所 研究員
- 1985年 米国ブルックヘブン国立研究所 研究員
- 1988年 三菱電機(株) 勤務
- 1995年 放射線医学総合研究所 主任研究員



#### 角尾卓紀

放射線医学総合研究所

E-mail: tsunoo@nirs.go.jp

専門: X 線画像・CT

#### 略歴:

- 1999年京都工芸繊維大学工芸科学研究科博士課程終了。博士(学術)。
- 1999年放射線医学総合研究所のポスドクターとして放射光を利用した X 線 CT の研究開発, 4次元 CT の研究開発に従事。現在に至る。

## Monochromatic X-ray computed tomography and its medical applications

Masami TORIKOSHI National Institute of Radiological Sciences,  
4-9-1 Anagwa, Inage-ku, Chiba-shi 263-8555, Japan

Takanori TSUNOO National Institute of Radiological Sciences,  
4-9-1 Anagwa, Inage-ku, Chiba-shi 263-8555, Japan

#### Abstract

Electron density distribution of a body is indispensable for treatment planning of charged particle radiotherapy for cancer, which has recently become popular in Japan. More accurate electron density is required to make the treatment planning more precise. One of methods for directly measuring the electron density of examinee is dual-energy x-ray CT imaging. Feasibility study of the dual-energy x-ray CT in which two different energy x-rays are independently used has been started to establish a practical way to measure the electron density quantitatively. It was experimentally proved that the electron densities of phantom materials were measured in about 1% accuracy in the dual-energy x-ray CT. Rats and organs of a pig were also used as the samples to reveal features of images of dual-energy x-ray CT.