博士論文

Dual source dual energy CT による放射線治療計画に不可欠な CT 値-相対電子濃度変換テーブル作成に関する研究

東北大学医学系研究科医科学専攻

内科病態学講座　放射線腫瘍学分野

池田　剛

目次

I. 要約

【目的】

X 線が人体を透過する時に低エネルギー成分が吸収され、全体的にエネルギーが高くなる現象をビームハードニングという。ビームハードニングの効果は、X 線透過が長くなるサイズが大きい物質や X 線吸収率が高い物質ほど大きい。このビームハードニングの影響は、患者サイズの違いにより computed tomography (CT) 値の違いを引き起こし、線量分布の計算精度を悪くする。高管電圧と低管電圧の X 線管球を装備した dual energy CT (DECT) は、高エネルギーの X 線がビームハードニングを減少させ、低エネルギーの X 線が画像コントラストを補償する。この研究では、ビームハードニングの影響による CT 値の違いを減少するため DECT を利用した。そして、放射線画像診断や放射線治療計画で用いられる single energy CT (SECT) 120 kV の画質を維持しながら、CT 値の患者サイズによる影響を最も減少する DECT の最適なエネルギーの組み合わせを決定した。そして、その決定した条件で CT 値−相対電子濃度変換テーブルを求め、SECT 120 kV と比較してどの程度線量計算の精度が向上しているのか評価した。

【方法】

DECT の低管電圧と高管電圧の 3 つの組み合わせ 80 kV/SPS140 kV、100 kV/SPS140 kV、140 kV/80 kV により、頭部と体幹部サイズの電子密度ファントムを CT 撮影して CT 値の違いを求めた。Selective photon shield (SPS) は、Sn を含有した合金フィルタである。DECT の画像再構成は、SECT 120 kV と同等な contrast-to-noise ratio (CNR;コン

トラストノイズ比) となるように dual energy composition ratio (DE composition ratio; 2 つのエネルギーの合成割合) を変更して、得られた低管電圧と高管電圧の画像を合成した。ただし、DE composition ratio は低エネルギーの管電圧成分の割合を表している。CT 値の患者サイズ依存性を調査するために、頭部と体幹部サイズの電子密度ファントム間の高電子濃度物質（Dense Bone の電子濃度 1.456）の CT 値の違いを利用した。ビームハードニングの改善率は、SECT 120 kV と DECT による CT 値差（頭部と体幹部）との間の違いをそれぞれの平均 CT 値（頭部と体幹部）で割ることにより、前者の SECT 120 kV で規格化して決定した。線量計算の誤差は、サイズの違う電子密度ファントムで作成した 2 つの CT 値−相対電子濃度変換テーブルを用いて、頭部ファントムを利用した stereotactic radiotherapy (SRT; 定位放射線治療) の治療計画から、monitor unit (MU; モニタ単位) 値と planning target volume (PTV; 計画標的体積) の dose volume histogram (DVH; 線量体積ヒストグラム) を比較評価して求めた。

【結果】

SECT 120 kV と同等な CNR を与える DE composition ratio は、80 kV/SPS140 kV、100 kV/SPS140 kV、140 kV/80 kV がそれぞれ 0.3、0.4、0.1 であった。しかし、これらの割合は、メーカーによって推奨された 0.4、0.6、0.3 と違っていた。実験で求めた DE composition ratio（括弧内に示す）に対応するビームハードニングの改善率は、80 kV/SPS140 kV (0.3)、100 kV/SPS140 kV (0.4)、140 kV/80 kV (0.1) で、それぞれ 48%、44.9%、27.8%であった。DECT 80 kV/SPS140 kV (0.3) が SECT 120 kV と同等な CNR を維持しながら、最もビームハードニング効果を減少することができる最適な組み合わせである。さらに 80 kV/SPS140 kV (0.3) は、頭部と体幹部サイズの電子密度ファン

トムサイズの違いによる高電子濃度 (1.456) の CT 値差 (53 HU) が最も小さくなり、ビームハードニングの影響が最も減少している。SECT 120 kV と DECT 80 kV/SPS140 kV (0.3) の頭部と体幹部サイズ毎に作成した CT 値−相対電子濃度変換テーブルによる MU 計算の差 (%) は、最大 1.77%である。SECT 120 kV より 80 kV/SPS140 kV (0.3) の方が PTV の最小線量 (PTV_{min}) が最大 1.2%良くなっている。

【結論】

DECT 80 kV/SPS140 kV (0.3) は、SECT 120 kV と同等の画質を維持したままで、電子密度ファントムのサイズの違いによるビームハードニングの影響を最も減少し、線量計算の精度を向上させるので有用である。

II. 背景

放射線治療では、患者体内の腫瘍の浸潤範囲と解剖学的な位置関係を取得できる画像が必要である。現在、放射線治療で利用されているモダリティーは、CT、MRI、PET、SPECT、超音波、X 線写真などである。これらの中で放射線治療計画装置（図１）による線量分布計算に利用されているのは、computed tomography (CT) 画像である。その理由は、CT 画像の CT 値が患者体内の空間的な X 線吸収の程度を数値化することができるためである。CT 値は、μ_t : ある組織の減弱係数と μ_w : 水の減弱係数により (1) の式から算出される。

$$CT値\ (HU) = \frac{\mu_t - \mu_w}{\mu_w} \times 1000 \tag{1}$$

CT 値の単位は hounsfield unit (HU; ハンスフィールドユニット値) である。水の CT 値を 0 HU、空気の CT 値を－1000 HU として定義し、他の物質はこれらの X 線吸収値に対して相対値で表される。

放射線治療計画装置（図１）は、患者体内の線量分布を計算する場合において、CT 画像の CT 値から導かれる相対電子濃度に基づいて線量計算される。その理由は、放射線治療で利用される 4－20MV の X 線がコンプトン散乱と電子対生成が支配領域 [1]（図２）であるので、物質の X 線エネルギーを吸収する割合が電子密度で決定されるためである。CT で利用される 120 kV の X 線は、実効エネルギー40－60 keV に相当し、コンプトン散乱より光電効果が支配領域となる（図２）。この領域では、物質の X 線エネルギーを吸収する割合が電子密度に比例するだけでなく実効原子番号の約 3 乗に比例して変化する [2]。例えば、軟部組織（脂肪の実効原子番号 Z_a = 6.46、筋肉の

実効原子番号 $Z_m = 7.64$、水の実効原子番号 $Z_w = 7.51$）と骨組織（大腿骨の実効原子番号 $Z_b = 12.31$）の電子密度が同じでも CT 値が大きく異なる [2]。

CT 値から相対電子濃度を求めるためには、患者サイズに対応した電子密度ファントム（図３）に電子濃度が既知の物質（表１）を挿入して CT 撮影する。そして、各物質の CT 値に対応する電子濃度から、CT 値−相対電子濃度変換テーブル [3-10]（図４）を作成する。この変換テーブルは、人体の不均質な部分を線量計算できるように治療計画装置に登録する。

放射線治療計画の線量計算の精度を維持するためには、CT 値の変動性を確認する必要がある。点検方法は、水ファントムを管電圧、field of view (FOV; 有効視野)、画像再構成関数などの撮影条件を同じにして、CT 値の変化を測定する。CT 値の QA/QC[9,11-13] は、年１回行い、CT 値と電子濃度の相関性、ファントムのサイズ、測定の位置による CT 値の変動を測定することが必要である。

X 線が人体を透過する場合に低エネルギー成分が吸収され、全体的にエネルギーが高くなる現象をビームハードニングという。ビームハードニングの効果は、X 線透過が長くなるサイズが大きい物質や X 線吸収率が高い物質ほど大きい。図５は、ビームハードニングの概念図を示しており、X 線が物質を通過するごとに X 線のエネルギースペクトルが変化して、低エネルギー側が減少し全体的に高エネルギー側にシフトしていることを表している。

図４は、撮影管電圧の違いによる各物質の CT 値の変化を表している [14]。各撮影管電圧の CT 値の違いは、X 線のエネルギースペクトルの違いによるビームハードニングの差から生じる。電子濃度が高い物質ほど撮影管電圧による CT 値の変化が大きく

なる。CT 値は撮影管電圧が高いほど低い値となる。図 6 から X 線のエネルギースペクトルは、付加フィルタにより 140 kV の低エネルギー成分が大幅に吸収され、全体的に高エネルギー側にシフトして、ビームハードニングを起こしている [15]。

図 7 は、サイズの違うファントムを通過する X 線がビームハードニングの影響により、各物質の CT 値に差が生じていることを表している [16]。電子濃度が高い物質ほどビームハードニングの影響が大きくなる。CT 値はファントムサイズが大きい方が低い値となる。

CT 値−相対電子濃度変換テーブルに影響を与える因子には、実効原子番号、電子密度、撮影管電圧、付加フィルタ、画像再構成関数、電子密度ファントムのサイズ、患者のサイズなどがある。これらの因子は、画像再構成関数を除いた全てにおいて、ビームハードニング効果に影響を与えるので、CT 値から物質の電子濃度を正確に決定することができない [17]。

1970 年代頃、実効原子番号と電子密度を求める研究は、2 つの異なるエネルギーの単色 X 線を用いた CT[18-20] が使用された。しかし、当時の CT 装置性能の技術的な限界により臨床で利用できるに至らなかった。近年の技術の進歩により、臨床利用可能な 1 管球による kV の高速切り換え方式の dual energy CT (DECT) と低管電圧と高管電圧の 2 つの X 線管（2 管球方式）を装備した DECT（図８）が開発され、最適なフィルタによる方法 [21-23] などにより DECT による撮影技術と定量解析が向上した。そしてモンテカルロ法による計算を利用した方法 [20,24-27]、エネルギーサブトラクションによる CT 値-電子濃度変換を利用した方法 [28] などにより、精度よく実効原子番号や電子濃度を求める方法が提案された。

電子密度ファントムなどのファントムサイズの違いによる CT 値への影響に関しては、1 管球による kV の高速切り換え方式の DECT を利用した Goodsitt ら[29]の報告と 2 管球方式の DECT を利用した Tsukihara ら[30]の報告がある。これらの報告では、DECT により CT 値から電子濃度への変換精度が改善され、ファントムサイズの違いによるビームハードニングが減少していることを示している。

しかし、これらの報告では、放射線画像診断や放射線治療計画で利用されている single energy CT (SECT) 120 kV と DECT の画質が同等となる条件で比較評価を行っていない。すなわち臨床に反映した評価を行っていない。そして、SECT 120 kV と DECT の画質が同等となる条件で、ビームハードニングがどの程度改善されるのか示すことができていない。今後、SECT 120 kV と DECT の画質が同等になる条件を求め、比較評価していく手法が普及する可能性がある。

近年、画像診断領域では、DECT の臨床的な適用に関する多くの研究が行われているが、放射線治療領域における DECT の研究はまだ十分ではない。ファントムの測定する位置[31]よって、どの程度画質とビームハードニングに影響を及ぼすのか示すことも必要である。さらに、サイズの違う電子密度ファントムで作成した CT 値−相対電子濃度変換テーブルは、どの程度の線量計算の誤差となるのか人体ファントムで評価することも必要である。

III. 目的

放射線治療計画では、gross tumor volume (GTV; 肉眼的腫瘍体積) と clinical target volume (CTV; 臨床標的体積)（図８）の輪郭を描く精度を担保するため SECT 120 kV と同等の画質を得ることが必要である。この研究の目的は、放射線治療計画で通常用いられる SECT 120 kV の画質と同等になるエネルギーの組み合わせ比率を決定し、その条件下での DECT によりビームハードニングがどの程度改善されるのかを明らかにする。そして、SECT 120 kV と同等の画質で、DECT の患者サイズによる影響の最も少ない CT 値-相対電子濃度変換テーブルを求め、SECT 120 kV と比較してどの程度線量計算の精度が向上しているのかを求めることである。

IV. 方法

１．使用機器

１）電子密度ファントム

本研究では、CT 値−相対電子濃度変換テーブルを作成するために、商業的な電子密度ファントム CIRS Model 062A (CIRS, Inc., Norfol kVirginia, USA)（図３）を使用した。ファントムは、円筒形が頭部サイズに対応し、リング状の外枠を結合することで楕円形状の体幹部サイズに対応して使用することができる。頭部サイズのファントムは、直径 18 cm、高さ 25 cm の円柱である。体幹部サイズのファントムは、長軸 33 cm、短軸 27 cm、高さ 25 cm の楕円柱である。それらの電子密度ファントムは、ファントム本体を構成している水等価物質と組織等価な電子濃度を持った挿入物質（直径 3 cm、高さ 25 cm の円柱）で作られている。これらの両方とも材質にエポキシ樹脂が用いられている。電子密度ファントムの穴は、様々な挿入物質を様々な位置で入れ替えて測定できるように頭部サイズファントムの 9 つの穴とリング状外枠の 8 つ穴で構成されている。それぞれの穴には、電子濃度が既知の 9 種類の物質 (H_2O, Lung Inhale, Lung Exhale, Breast, Dense Bone, Trabecular Bone, Liver, Muscle, Adipose) が挿入されている（表１）。SECT と DECT で使用するそれぞれの撮影条件で、これらの電子密度ファントムを撮影した。

２）dual energy CT

DECT (SOMATOM Definition Flash, Siemens Healthcare, Forchheim, Germany) （図９）は、第 1 管球 (選択できる管電圧；80 kV, 100 kV, 120 kV, 140 kV) と第 2 管球 (選択で

きる管電圧 ; SPS140 kV, 80 kV) の 2 種類の X 線管球が 90 度に分かれて配置されている。

X 線管球の仕様は、第 1 管球、第 2 管球ともに同じ STRATON MX P 管球で、管電流が 20－800 mA (Single Source モード)と 40－1600 mA (Dual Source モード)、陽極蓄積熱容量が 50 MHU (heat unit)、冷却効率が 7300 kHU/min、焦点サイズが 0.9 × 0.9 mm（大焦点）と 0.7 × 0.7 mm（小焦点）である。今回の実験で使用した焦点サイズは、大焦点のみである。付加フィルタは、CARE フィルタ 6.8 mmAl が管球側に装備され、追加フィルタ機能として selective photon shield (SPS) が第 2 管球の 140 kV にのみ使用される。第 2 管球の SPS は、Sn を基にした合金で作られたフィルタである。SPS は、低いエネルギー成分を減少し、X 線のエネルギースペクトルをより高いエネルギー領域へ移動する [15,32]（図６）。図６は、DECT の 80 kV、140 kV、SPS140 kV のエネルギースペクトルを示している [15]。SPS がいかに低エネルギー成分を減少し、より高いエネルギー領域へエネルギースペクトルを移動するかを示している。

検出器関係の仕様は、検出器受光部列数が 64 列、データ収集 DAS 数が 128 DAS、データ収集スライス数 2 × 128 スライス、検出器受光部総数が 77824 個、プロジェクション数が 4608 プロジェクションである。

DECT は、80 kV/SPS140 kV、100 kV/SPS140 kV、140 kV/80 kV の 3 種類の撮影条件を選択できる。DECT の画像は、低管電圧と高管電圧の割合を変えて、それぞれの画像を合成して取得することができる。その割合は、コントラストとノイズを考慮することで SECT 120 kV で撮影したものと同じ画質を維持した再構成画像となるように決定できる。低管電圧と高管電圧の画像データの合成にはシーメンス社のソフトウェ

アを用いた。

本研究では、SECT 120 kV と DECT 80 kV/SPS140 kV、100 kV/SPS140 kV、140 kV/80 kV を使用し、頭部サイズと体幹部サイズの電子密度ファントムを撮影した。そして、通常の治療計画で使用される SECT 120 kV の画質と同等となるように DECT の画像を合成する割合を求めた。

２．撮影条件

撮影管電圧は、SECT 120 kV と 3 種類の DECT 80 kV/SPS140 kV、100 kV/SPS140 kV、140 kV/80 kV を使用した。電子密度ファントムは、サイズによるビームハードニングの影響を求めるために頭部サイズと体幹部サイズを使用した。CT 撮影は全てヘリカルスキャンで行った。管電流 (mA)、管球回転時間 (s)、ヘリカルピッチ (pitch)、scan field of view (SFOV；撮影有効視野) (mm)、スライス厚 (mm)、ビームコリメーション (mm) などの諸条件は、CT 撮影条件の要約として表２の中に示した。CT の被曝線量の指標である volume computed tomography dose index ($CTDI_{vol}$) は、CT 撮影後にコンソール上に表示される。

画像再構成の範囲は、頭部と体幹部サイズのファントムの辺縁をカバーできる大きさとなるように、頭部の displayed field of view (DFOV；表示有効視野) を 200 mm、体幹部の DFOV を 320 mm とした。画像再構成関数は、当院の臨床で通常用いられている B14f medium+を使用した。DECT の画像再構成画像は、dual energy composition ratio (DE composition ratio; ２つのエネルギーの合成割合) を変えることにより取得できる。DE composition ratio は、第 1 管球側のデータ比率を表しており、0.1 ステップで 0.1 から 0.9 の値をとる。例えば、80 kV/SPS140 kV の DE composition ratio が 0.1 のとき、80

kV/SPS140 kV (0.1) のように括弧の中に示した。画像再構成の条件を要約したものを表３に示す。

CT 値とその standard deviation (SD; 標準偏差) の測定は、円形の region of interest (ROI ; 関心領域) を挿入物質の中央とファントム外のバックグランド領域に設定して行った。挿入物質である Dense Bone と Trabecular Bone などの高電子濃度領域では、ROI サイズの違いによる CT 値の変化を引き起こす。そのため、測定した ROI の面積は、変化のない安定した CT 値が得られる 0.4 cm^2 とした。

SECT 120 kV と DECT 80 kV/SPS140 kV、100 kV/SPS140 kV、140 kV/80 kV から得られた画質の比較評価は、SECT 120 kV の $CTDI_{vol}$ の線量を基準として揃えるのではなく、SECT 120 kV で撮影した電子密度ファントム中央部分（表 1 の No.1）の CT 値の SD を基準として揃えた。SECT 120 kV と DECT 80 kV/SPS140 kV、100 kV/SPS140 kV、140 kV/80 kV との SD が同じになる DE composition ratio 毎の DECT の撮影条件を求めた。基準となる SD は、電子密度ファントムの頭部サイズの SD を 10、体幹部サイズの SD を 16 とした。体幹部サイズの SD を 16 とした理由は、80 kV/SPS140 kV (0.9) の撮影条件がＸ線管球の出力容量の限界に近い 1030 mAs であり、X 線管球の負荷が大きくこれ以上 SD を良くすることができないためである。SECT 120 kV と DE composition ratio 毎の DECT 80 kV/SPS140 kV、100 kV/SPS140 kV、140 kV/80 kV の SD を揃えるためには、mAs 値の調節が必要となる。

基準となる SD を求めるためには、SECT 120 kV と DE composition ratio 毎の DECT 80 kV/SPS140 kV、100 kV/SPS140 kV、140 kV/80 kV の測定したデータの近似曲線の決定係数（R-2 乗値）が 0.9 以上になるように、5－9 点の mAs 値を変えて測定を行った。

基準の SD を満たした画像の取得方法は、近似曲線の数式から基準の SD となる mAs 値を求め、その mAs 値で撮影したときの SD が基準の値になるまで 3－10 回の測定を行い平均した（表４、表５）。測定した SD の許容誤差は、SD のばらつきが大きいため±5%（頭部サイズの SD：9.5－10.5、体幹部サイズの SD：9.2－10.8）とした。

電子密度ファントムの SD が基準の値となる DE composition ratio 毎の DECT 80 kV/SPS140 kV、100 kV/SPS140 kV、140 kV/80 kV で測定した mAs 値と $CTDI_{vol}$ の関係には、表４、表５から相関がある（図１０）。

３．CNR の計算

SECT 120 kV と DECT 80 kV/SPS140 kV、100 kV/SPS140 kV、140 kV/80 kV の contrast-to-noise ratios (CNR; コントラストノイズ比) が同じになる DE composition ratio を求めた。CNR は、画質評価の指標として用いられている。本研究では、画質を CNR で示して下記の式で定義した[33]。

$$CNR_s = \frac{X_{s,b} - X_{s,w}}{SD\ (m_s)} \tag{2}$$

$$CNR_d = \frac{X_{d,b}(\eta) - X_{d,w}(\eta)}{SD(m_d,\ \eta\ )} \tag{3}$$

ここで、CNR_i (i = s, d) は、single energy と dual energy の CNR を表している。$X_{i,j}$ (i = s, d; j = b, st, w) は、single energy と dual energy で撮影した Dense Bone（電子濃度 1.456）と Trabecular Bone（電子濃度 1.117）の bone equivalent material（骨等価物質）、Liver（電子濃度 1.052）と Muscle（電子濃度 1.043）の soft tissue equivalent material（軟部組織等価物質）及び電子濃度 1.002 の water equivalent material（水等価物質）の CT 値である。DE composition ratio (η) は、dual energy の低い管電圧の割合を表している。

m_i (i = s, d) は、single energy と dual energy の mAs 値（管電流と照射時間 (s) の積）である。SD (m_S) は m_S で撮影した電子密度ファントム中央に位置する water equivalent material の CT 値の標準偏差である。SD (m_d, η) は DE composition ratio が η のときの m_d で撮影した電子密度ファントム中央に位置する water equivalent material の CT 値の標準偏差である。SD (m_S) と SD (m_d, η) の両方の値は、それぞれ m_i (i = s, d) を調整し、電子密度ファントムが頭部サイズの場合を SD 10 (9.5－10.5)、体幹部サイズの場合を SD 16 (15.2－16.8) となるように設定した。m_d を調整して、できるだけ SD (m_S) ≈ SD (m_d, η) となるように撮影した。SECT 120 kV と同等の画質となるように、(2), (3) 式から SD (m_S) ≈ SD (m_d, η) の条件を満たす $CNR_d = CNR_S$ となる dual energy の組み合わせ比率 η を求めた。

体幹部サイズの電子密度ファントムに物質を挿入する位置は、内側 (inner) と外側 (outer) の 2 箇所に分かれている（図３）。Dense Bone、Trabecular Bone、Liver 及び Muscle を inner と outer に挿入した場合のそれぞれの CNR を SECT 120 kV、DECT 80 kV/SPS140 kV、100 kV/SPS140 kV 及び 140 kV/80 kV 毎に比較した。SECT 120 kV、DECT 80 kV/SPS140 kV、100 kV/SPS140 kV 及び 140 kV/80 kV による inner と outer の挿入位置による CNR の変位差を求めた。

４．ビームハードニングの改善率

DECT (80 kV/SPS140 kV, 100 kV/SPS140 kV, 140 kV/80 kV) のビームハードニングは、SECT 120 kV に比べてどの程度改善されるのかを DE composition ratio 毎に求めた。そして、ビームハードニングの影響は、電子密度ファントムへ挿入する物質の位置によってどの程度違いが生じるのかを求めた。

ビームハードニングの改善率 (Γ_n) を下記の式で定義した。

$$\Gamma_n\,(\%) = \left\{1 - \left(\frac{A}{B}\right)\right\} \times 100 \qquad (4)$$

$$A : \frac{2\left(X_{d,\alpha}[\eta] - X_{d,\beta}[\eta]\right)}{X_{d,\alpha}(\eta) + X_{d,\beta}(\eta)}$$

$$B : \frac{2\left(X_{s,\alpha} - X_{s,\beta}\right)}{X_{s,\alpha} + X_{s,\beta}}$$

n は、電子密度ファントムに挿入した Dense Bone（電子濃度 1.456）の位置（図３の 5 番）を表し、それぞれ内側 (inner)、外側 (outer)、両方の平均 (mean) とした。A は、DECT で撮影した頭部と体幹部サイズの電子密度ファントムにそれぞれ挿入した Dense Bone の CT 値差を DECT で撮影した頭部と体幹部サイズの電子密度ファントムの中央部分に挿入した water equivalent material（電子濃度 1.002）の平均 CT 値で割った値である。B は、SECT 120 kV で撮影した頭部と体幹部サイズの電子密度ファントムにそれぞれ挿入した Dense Bone の CT 値差を SECT 120 kV で撮影した頭部と体幹部サイズの電子密度ファントムの中央部分に挿入した water equivalent material の平均 CT 値で割った値である。

α と β は、それぞれ頭部サイズと体幹部サイズの電子密度ファントムを表している。

X_{ik} (i = s, d; $k = \alpha, \beta$) は、SECT 120 kV と DECT (80 kV/SPS140 kV, 100 kV/SPS140 kV, 140 kV/80 kV) で撮影した電子密度ファントム α, β に挿入した Dense Bone の CT 値である。η は，DE composition ratio を表している。

CT 値のファントムサイズ依存性を調査するために、ビームハードニングの改善率 (Γ_n) は、SECT 120 kV と DECT で撮影した電子密度ファントムの Dense Bone の CT 値差（頭部と体幹部）との間の違いをそれぞれの電子密度ファントムの中央部分に挿

入した water equivalent material の平均 CT 値（頭部と体幹部）で割ることにより、前者の SECT 120 kV で規格化して決定された。

５．CT 値−相対電子濃度変換テーブル

SECT 120 kV と DECT (80 kV/SPS140 kV, 100 kV/SPS140 kV, 140 kV/80 kV) の CT 値−相対電子濃度変換テーブルを求めた。選択した DECT は、SECT 120 kV と同等の CNR となる DE composition ratio の場合のみである。SECT 120 kV と DECT の CT 値−相対電子濃度変換テーブルは、電子密度ファントムサイズの違い（頭部、体幹部）から CT 値の差異を求めることにより比較評価した。

６．線量計算の誤差

SECT 120 kV と DECT で京都科学社製頭部ファントム PBU-1（以下、頭部ファントム）（図１１）を表６の撮影条件で表７の画像再構成及び画像取得条件により撮影を行った。選択した DECT は、SECT 120 kV と同等の CNR 及びビームハードニングの改善率が最も大きい場合のみである。スキャン範囲は、頭頂から下顎を含んだ範囲である。

それぞれの頭部ファントムの画像を治療計画装置 iPlan (BrainLAB, Feldkirchen, Germany) （図１）へ転送し、stereotactic radiotherapy (SRT; 定位放射線治療) の治療計画を行った。SRT は、高精度放射線治療装置 Novalis (BrainLAB, Feldkirchen, Germany)（図１２）による治療を想定して計画を行った。治療計画の設定条件は、GTV = CTV、PTV = CTV + 1 mm、MLC margin : 全方向に 1 mm、処方線量 : 35 Gy/5 fr（アイソセンタ線量処方）、照射方法 : dynamic conformal arc による 5 arc である（図１３）。アイソセンタの位置、寝台角度、ガントリ回転開始位置と回転角度、コリメータ回転角度は、

全て同じ位置と角度で行った。GTV のサイズと形状は、SRT の実際の適応サイズに合わせて直径 1 cm、2 cm、3 cm の球とした（図１４）。GTV の電子濃度は、腫瘍の電子濃度の違いも考慮するために water equivalent material（電子濃度 1.002）または Dense Bone（電子濃度 1.456）に設定した。GTV の位置は、頭部ファントムの頭蓋底レベルで小脳の前上方部分に設定した（図１４）。

iPlan での線量計算には、最も線量計算の精度が高い x-ray voxel Monte Carlo (XVMC; X 線ボクセルモンテカルロ) 線量計算アルゴリズム（以下、モンテカルロ線量計算アルゴリズム）を使用した。モンテカルロ線量計算パラメータには、空間分解能 (spatial resolution) 2 mm、平均分散 (mean variance) 1%、0.5%、計算グリッドサイズ 1 mm を用いた。

線量計算の誤差は、SECT 120 kV と DECT、CT 値-相対電子濃度変換テーブル（頭部サイズと体幹部サイズ）、GTV のサイズと電子濃度、それぞれに対して線量計算を行い、設定 monitor unit (MU; モニタ単位) 値と planning target volume (PTV; 計画標的体積) （図８）の dose volume histogram (DVH; 線量体積ヒストグラム) （図１５）を求め、算出した値から比較評価して求めた。MU 値は、アイソセンタ線量が 35 Gy となるように補正した。MU 計算の誤差 (%) は、SECT 120 kV に比べて DECT による MU 計算の精度がどの程度改善できるのかを線量誤差として求めた。DVH は、PTV の最小線量 (PTV_{min})、平均線量 (PTV_{mean})、最大線量 (PTV_{max}) に対して比較評価を行った。

V. 結果

１．DECT 画像の CNR による評価

DECT で撮影した Dense Bone、Trabecular Bone、Liver 及び Muscle の画質評価の指標である CNR の変化は、電子密度ファントムの頭部サイズと体幹部サイズ、DE composition ratio 毎にそれぞれ図１６、図１７、図１８、図１９に示す。表８に SECT 120 kV の CNR と同等となる DECT 80 kV/SPS140 kV、100 kV/SPS140 kV、140 kV/80 kV の DE composition ratio を電子密度ファントムの頭部サイズと体幹部サイズ毎に示す。頭部サイズの場合、SECT 120 kV で撮影した Dense Bone、Trabecular Bone、Liver 及び Muscle の CNR は、それぞれ 93.97、25.72、6、4.97 であった。同様に体幹部サイズの場合、SECT 120 kV で撮影した各物質の CNR は、それぞれ 51.07、14.64、3.61、3.21 であった。SECT 120 kV の CNR と同等となる DE composition ratio は、電子密度ファントムのサイズ（頭部サイズ、体幹部サイズ）と物質の種類（Dense Bone、Trabecular Bone、Liver 及び Muscle）によって異なる値となった（表８）。SECT 120 kV の CNR と同等となる DECT 80 kV/SPS140 kV、100 kV/SPS140 kV、140 kV/80 kV の DE composition ratio は、頭部サイズの Dense Bone の場合、それぞれ 0.4、0.5、0.1、Trabecular Bone の場合、それぞれ 0.4、0.6、0.1 であった。体幹部サイズの Dense Bone と Trabecular Bone の場合、それぞれ 0.3、0.4、0.1 と同じ値であった（表８）。頭部サイズの Liver と Muscle の場合、それぞれ 0.3、0.5、0.3 と同じ値であった。体幹部サイズの Liver の場合、それぞれ 0.3、0.4、0.3、Muscle の場合、それぞれ 0.4、0.4、0.3 であった。ただし、DECT 100 kV/SPS140 kV、140 kV/80 kV による Muscle の場合は、頭部サイズ

と体幹部サイズ及びすべての DE composition ratio において SECT 120 kV の CNR より高いので、最も近い値で求めた。Liver と Muscle の場合は、CNR にほとんど差がないので SECT 120 kV の CNR と同等となる DE composition ratio を正確に特定することが困難であった。今回の測定結果から、SECT 120 kV の CNR と同等な DE composition ratio は、0.3、0.4、0.1 が適当な値であった。メーカーで推奨されている SECT 120 kV の CNR と同等な DE composition ratio は、それぞれ 0.4、0.6、0.3 であり、測定結果と必ずしも一致しなかった。

SECT 120 kV と DECT 80 kV/SPS140 kV、100 kV/SPS140 kV、140 kV/80 kV が同等の CNR となるように電子密度ファントム中央部分の SD を基準の値（頭部：SD 10、体幹部 : SD 16）に揃えたときの mAs 値と $CTDI_{vol}$ を表４、表５に示す。図１０から mAs 値と $CTDI_{vol}$ は相関を示した。SECT 120 kV の CNR と同等な DE composition ratio のとき、頭部サイズの電子密度ファントムの $CTDI_{vol}$ は、SECT 120 kV、80 kV/SPS140 kV (0.3)、100 kV/SPS140 kV (0.4)、140 kV/80 kV (0.1) の順に、それぞれ 4.24 mGy、5.81 mGy、4.08 mGy、8.49 mGy であった（表４）。体幹部サイズの電子密度ファントムの $CTDI_{vol}$ は、SECT 120 kV、80 kV/SPS140 kV (0.3)、100 kV/SPS140 kV (0.4)、140 kV/80 kV (0.1) の順に、それぞれ 14.43 mGy、16.95 mGy、16.75 mGy、38.08 mGy であった（表５）。

DECT の CNR は、頭部サイズと体幹部サイズではっきりとした乖離を示し、全体的に体幹部サイズより頭部サイズの方が高かった[33]（図１６、図１７、図１８、図１９）。DECT で撮影した Dense Bone、Trabecular Bone では、電子密度ファントムのサイズに関係なく、第１管球側の撮影管電圧である 80 kV、100 kV、140 kV の割合が多くなるほど CNR も良くなった（図１６、図１７）。

DECT 80 kV/SPS140 kV、100 kV/SPS140 kV 及び 140 kV/80 kV において、電子密度ファントムの inner と outer に Dense Bone を挿入した場合の CNR の変化を図２０に示す。各 DECT における CNR は、inner より outer の方が少し良くなっていた（図２０）。DECT 80 kV/SPS140 kV において、Dense Bone、Trabecular Bone、Liver 及び Muscle を inner と outer に挿入した場合、CNR の inner と outer の差 ($CNR_{inner} – CNR_{outer}$) は、図２１となる。Dense Bone、Trabecular Bone、Liver 及び Muscle の中で、CNR の inner と outer の差が大きいのは、Dense Bone であった（図２１）。DECT 80 kV/SPS140 kV において、CNR の inner と outer の差が最も大きいのは、80 kV/SPS140 kV (0.5) のときの Dense Bone で 1.61 であった。SECT 120 kV、DECT 80 kV/SPS140 kV、100 kV/SPS140 kV 及び 140 kV/80 kV において、Dense Bone のときの CNR の inner と outer の差は、図２２、表９となる。CNR の inner と outer の差は、120 kV とき 0.48、80 kV/SPS140 kV とき 0.65-1.61、100 kV/SPS140 kV とき 0.54-1.08、140 kV/80 kV とき 0.98-2.14 であった（図２２、表９）。CNR の inner と outer の差は、SECT 120 kV のとき 0.48 と最も小さく、DECT 140 kV/80 kV (0.9) とき 2.14 と最も大きかった。

２．DECT によるビームハードニングの改善率の評価

SECT 120 kV の CNR と同等となる DE composition ratio で比較した場合、Dense Bone のビームハードニングの改善率は、80 kV/SPS140 kV (0.3)、100 kV/SPS140 kV (0.4)、140 kV/80 kV (0.1) の順に、それぞれ 48%、44.9%、27.8%であった（図２３）。DECT (80 kV/SPS140 kV, 100 kV/SPS140 kV, 140 kV/80 kV) の DE composition ratio 毎のビームハードニング改善率の変化を図２３に示す。SECT 120 kV の CNR と同等な DE composition ratio に対するビームハードニングの改善率の変化が最も大きいのは、80

kV/SPS140 kV (0.3) であった。DE composition ratio が 0.1 のとき、ビームハードニングの改善率は、80 kV/SPS140 kV、100 kV/SPS140 kV、140 kV/80 kV について、それぞれ 61.9、58.4、27.8 であった。また DE composition ratio が 0.9 のとき、ビームハードニングの改善率は、それぞれ 40.9、25.5、39.7 であった。

DECT (80 kV/SPS140 kV, 100 kV/SPS140 kV, 140 kV/80 kV) による inner と outer の挿入位置によるビームハードニングの改善率の変化を図２４に示す。図２５は、inner と outer の挿入位置によるビームハードニングの改善率の変化を各 DECT (80 kV/SPS140 kV, 100 kV/SPS140 kV, 140 kV/80 kV) 毎に比較したものである。ビームハードニングの改善率は､各 DECT において inner より outer の方が高かった（図２５）。80 kV/SPS140 kV によるビームハードニングの改善率は、DE composition ratio が大きくなるほど減少したが､0.7 をピークした 0.6 から 0.9 の範囲で増加していた（図２４、図２５）。そのビームハードニングの改善率が増加している部分は、inner において顕著であった。

３．DECT の CT 値−相対電子濃度変換による評価

ファントムサイズの違いによる CT 値差は、高電子濃度 (Dense Bone の相対電子濃度 1.456) 領域において 120 kV、80 kV/SPS140 kV (0.3)、100 kV/SPS140 kV (0.4)、140 kV/80 kV (0.1) の順に、それぞれ 115 hounsfield unit (HU)、53 HU、60 HU、83 HU であった。頭部と体幹部サイズ毎に SECT 120 kV と DECT 80 kV/SPS140 kV (0.3)、100 kV/SPS140 kV (0.4)、140 kV/80 kV (0.1) の CT 値−相対電子濃度変換テーブルを比較したものを図２５に示す。80 kV/SPS140 kV (0.3) が高電子濃度 (1.456) 領域において、ファントムサイズの違いによる CT 値差が最も小さくなり、それに伴ってビームハードニングの影響も最も減少していた。

４．線量計算の誤差の評価

DECT 80 kV/SPS140 kV (0.3) の MU 計算の誤差 (%) は、SECT 120 kV に比べてどの程度改善できるのか、サイズの違う電子密度ファントム（頭部と体幹部サイズ）を用いた CT 値−相対電子濃度変換テーブルによる脳 SRT 治療計画から表１０に示す。

Mean Variance 0.5%で計算するとき、DECT 80 kV/SPS140 kV (0.3) の MU 計算の誤差 (%) は、SECT 120 kV に比べて、最大 0.43% (GTV 3 cm で相対電子濃度 1.002) であった。Mean Variance 1%で計算するとき、DECT 80 kV/SPS140 kV (0.3) の MU 計算の誤差 (%) は、SECT 120 kV に比べて、最大-1.77% (GTV 1 cm で相対電子濃度 1.002) であった。Mean Variance 0.5%より 1%の方が MU 計算の誤差 (%) のばらつきが大きくなった（表１０）。Mean Variance 1%のとき MU 計算の誤差 (%) のばらつきは、GTV のサイズが 1 cm の場合に大きく、さらに GTV の相対電子濃度が 1.002 の方が大きくなった。

脳 SRT 治療計画による PTV の DVH の差 (%) は、SECT 120 kV と 80 kV/SPS140 kV (0.3) について、CT 値−相対電子濃度変換テーブルの頭部と体幹部サイズの違いから求めた（表１１）。SECT 120 kV と 80 kV/SPS140 kV (0.3) のそれぞれに対して、CT 値−相対電子濃度変換テーブルの頭部と体幹部サイズの違いによる PTV の DVH の差 (%) は、GTV 1 cm、2 cm、3 cm、相対電子濃度 1.002、1.456 に相関がなく、有意な差は認められなかった。

同じ頭部と体幹部サイズの CT 値−相対電子濃度変換テーブルをそれぞれ使用して SECT 120 kV と 80 kV/SPS140 kV (0.3) を比較した場合、PTV_{min}の差 (%) は、GTV 1 cm において、相対電子濃度に依存せず最大-1.2%の有意な差が認められた（表１１）。

SECT 120 kV より 80 kV/SPS140 kV (0.3) の方が PTV 辺縁の線量のカバーが良いことを示していた。

SECT 120 kV と 80 kV/SPS140 kV (0.3) の画像を比較すると、側頭骨間に生じるダークバンド状のビームハードニングアーチファクトは、SECT 120 kV より 80 kV/SPS140 kV (0.3) の方が軽減することができていた（図２７）。

VI. 考察

本研究では、放射線治療計画に臨床利用できるように、SECT 120 kV の画質と同等となる DECT の最適な組み合わせ条件を決定し、ビームハードンニグがどの程度改善されるのかを示した。そして、SECT 120 kV と同等の画質で、DECT の患者サイズによる影響の最も少ない CT 値-相対電子濃度変換テーブルを求め、SECT 120 kV と比較してどの程度線量計算の精度が向上しているのかを求めた。

SECT 120 kV の画質の指標である CNR と同等な dual energy の DE composition ratio は、電子密度ファントムのサイズ（頭部サイズ、体幹部サイズ）と物質の種類（Dense Bone、Trabecular Bone、Liver 及び Muscle）によって異なる値となる（図１６、図１７、図１８、図１９、表８）が、総合的に判断すると (0.3, 80 kV/SPS140 kV; 0.4, 100 kV/SPS140 kV; 0.1, 140 kV/80 kV; 図１６、図１７、表８) であった。物質が Liver と Muscle の場合は、CNR にほとんど差がないので SECT 120 kV の CNR と同等となる DE composition ratio を正確に特定することが困難であり、CNR の評価に適さなかった。CNR の評価には、高電子濃度の物質である Dense Bone、Trabecular Bone が適している。

SECT 120 kV の CNR と同等となる DE composition ratio は、メーカー推奨値 (0.4, 80 kV/SPS140 kV; 0.6, 100 kV/SPS140 kV; 0.3, 140 kV/80 kV) と必ずしも同じ値にならなかった。原因として考えられるのは、CNR の算出に Dense Bone、Trabecular Bone ではなく診断領域の X 線エネルギーにおいて急激な X 線吸収の変化を引き起こすヨード造影剤を使用していることである。そして、SECT 120 kV の CNR と同等となる DE composition ratio は、電子密度ファントムのサイズにより異なる値となり（表８）、メ

ーカー推奨値の算出に電子密度ファントムの頭部サイズ相当のものを使用している可能性がある。さらに、SECT 120 kV と DECT で撮影したファントムの SD をできるだけ正確に合わせていないことが予想される。装置毎に CT 撮影したファントムの SD に違いが生じることが予想されるため、正確な DE composition ratio の値を求める必要がある。

Dense Bone のとき、SECT 120 kV と同等の CNR となる管電圧の組み合わせと DE composition ratio を求める（図１６）と、DECT 80 kV/SPS140 kV (0.3) が最もビームハードニングの改善の割合 (48%) （図２３）が大きい。図２３から DECT で使用可能な全ての管電圧の組み合わせにおいて、ビームハードニングが改善されていることが明らかである。さらに 80 kV/SPS140 kV (0.3) は、図２６の CT 値-相対電子濃度変換テーブルで比較すると高電子濃度 (1.456) 領域においてファントムサイズの違いによる CT 値差 (53 HU) が最も小さくなり、ビームハードニングの影響が最も減少している。西臺ら [10] は、高エネルギーX線、γ線、電子線の場合は、電子密度を±3%以内、すなわち CT 値を±30 HU 以内の精度で求めれば線量分布計算には十分であると報告している。80 kV/SPS140 kV (0.3) は、高電子濃度 (1.456) 領域においてファントムサイズの違いによる CT 値差が 53 HU であるので、CT 値を±30 HU 以内の精度で求めることが可能であり、線量計算を十分な精度で行うことができる。

SECT 120 kV に比べて DECT 80 kV/SPS140 kV (0.3) による MU 計算は、どの程度線量誤差を改善できるのか、頭部と体幹部サイズ毎に作成した CT 値-相対電子濃度変換テーブルによる脳 SRT 治療計画の最大の MU 計算の誤差 (%) を求めた。Mean Variance 0.5%のとき、SECT 120 kV と DECT 80 kV/SPS140 kV (0.3) をそれぞれサイズ

の違う電子密度ファントム（頭部と体幹部サイズ）で作成した CT 値−相対電子濃度変換テーブルによる MU 計算の誤差 (%) は、最大 0.43% (GTV 3 cm で相対電子濃度 1.002) （表１０）であり、線量計算の精度に及ぼす影響が小さい。次に Mean Variance 1%のとき、MU 計算の誤差 (%) は、最大-1.77% (GTV 1 cm で相対電子濃度 1.002) （表１０）であり、線量計算の精度に及ぼす影響が大きい。

モンテカルロ法による MU 計算では、Mean Variance の値が大きくなると線量計算の誤差も大きくなる。さらにモンテカルロ法による線量計算では、Mean Variance が小さくなるほど計算時間が長くなる（計算時間は、Mean Variance を 1%から 2%に変更するだけで約 3.8 倍に増加）。そのため臨床では、Mean Variance 1%または 2%が使用されている。Papanikolaou ら [34] と Yagi ら [35] の報告から頭部の線量誤差の許容精度が 1%なので、この条件を満たすためには、DECT 80 kV/SPS140 kV (0.3) での撮影により、電子密度ファントムのサイズによるビームハードニングの影響を減少させて線量計算精度を向上させることが必要である。

脳 SRT 治療計画による PTV の DVH の差 (%) は、120 kV と 80 kV/SPS140 kV (0.3) のそれぞれに対して、CT 値−相対電子濃度変換テーブルの頭部と体幹部サイズの違いによる有意な差は認められなかった（表１１）。120 kV と 80 kV/SPS140 kV (0.3) のそれぞれをファントムサイズ（頭部と体幹部サイズ）が同じ CT 値−相対電子濃度変換テーブル同士で比較した場合は、120 kV より 80 kV/SPS140 kV (0.3) の方が PTV 辺縁の線量のカバーが良い（PTV_{min} の差が最大-1.2%）（表１２）。

脳 SRT 治療計画による視覚的な画像の比較では、側頭骨間に生じるダークバンド状のビームハードニングアーチファクトが 120 kV より 80 kV/SPS140 kV (0.3) の方が軽

減することができている（図２７）。頭部ファントムを用いた脳 SRT 治療計画による MU 計算、PTV の DVH 及び視覚的な画像の比較評価から、DECT 80 kV/SPS140 kV (0.3) は、SECT 120 kV より有意に線量計算の精度が向上していることが明らかである。

SECT 120 kV と同等の CNR となるように電子密度ファントム中央部分の SD を基準の値（頭部 : SD 10、体幹部 : SD 16）に揃えるとき、DECT の $CTDI_{vol}$ (mGy) は、SECT 120 kV より多かった。頭部サイズの電子密度ファントムにおける $CTDI_{vol}$ は、(4.24 mGy, SECT 120 kV; 5.81 mGy, 80 kV/SPS140 kV (0.3) ; 4.08 mGy, 100 kV/SPS140 kV (0.4) ; 8.49 mGy, 140 kV/80 kV (0.1) ; 表４) である。体幹部サイズの電子密度ファントムにおける $CTDI_{vol}$ は、(14.43 mGy, SECT 120 kV; 16.95 mGy, 80 kV/SPS140 kV (0.3) ; 16.75 mGy, 100 kV/SPS140 kV (0.4) ; 38.08 mGy, 140 kV/80 kV (0.1) ; 表５) である。140 kV/80 kV (0.1) の被曝線量が SECT 120 kV に比べて頭部サイズで約 2 倍、体幹部サイズで 2.6 倍の線量増加となるので、臨床で使用するためには不適切な撮影パラメータと考えられる。

DECT の CNR が全ての DE composition ratio において、頭部サイズより体幹部サイズの方が低くなる（図１６、図１７、図１８、図１９）理由は、ファントムサイズが大きいことにより深部に到達する線量が不足（ファントム中心部における頭部サイズの SD 10、体幹部サイズの SD 16 が一定となる撮影条件のため）してノイズが大きくなったこととビームハードニングによるコントラストの低下が原因である。

DECT で撮影した Dense Bone、Trabecular Bone では、電子密度ファントムのサイズに関係なく、第 1 管球側の撮影管電圧である 80 kV、100 kV、140 kV の割合が多くなるほど CNR も良くなる（図１６、図１７）。その理由は、SD が一定になる撮影条件

のため、低い方の管電圧 (80 kV、100 kV) の割合が多くなるほどコントラストが高くなるためである。ただし、第１管球側が 140 kV の場合は、DE composition ratio が大きくなると第 2 管球側の 80 kV の比率が少なくなるが、表４、表５より線量増加により全体的に 80 kV の量が多くなることが起因しているのではないかと予想される。

電子密度ファントムへ挿入する物質の位置と対応した内側 (inner) と外側 (outer) において、挿入した Dense Bone の CNR 及びビームハードニングの改善率に差があるかどうか調査した。各 DECT における CNR 及びビームハードニングの改善率は、inner より outer の方が高かった（図２０、図２５）。inner の CNR が低い理由は、電子密度ファントムを透過するＸ線のビームハードニングと深部に到達する線量の不足により、コントラストの低下とノイズの増加のためである。inner のビームハードニングの改善率が低い理由は、透過Ｘ線のビームハードニングにより、outer より inner の位置での線質が硬化しているためである。

Dense Bone のときの CNR の inner と outer の差は、(0.48, 120 kV; 0.65-1.61, 80 kV/SPS140 kV; 0.54-1.08, 100 kV/SPS140 kV; 0.98-2.14, 140 kV/80 kV; 図２２、表９) である。CNR の inner と outer の差は、SECT 120 kV が最も小さく (0.48)、140 kV/80 kV (DE composition ratio 0.9 のとき最大 2.14) が最も大きい。Zhang ら[31]は、水ファントムを使用して、DECT における水ファントムの測定位置（中心部と周辺部）による CT 値の違いを報告している。DECT の CNR は、SECT 120 kV よりファントムへの挿入位置による影響を大きく受けるので、データ取得時の測定位置に注意が必要である。

80 kV/SPS140 kV による Dense Bone のビームハードニングの改善率は、inner において 0.7 をピークとした 0.6 から 0.9 の範囲で増加している（図２４、図２５）。この

理由は、特性 X 線の発生が起因しているのではないかと予想される。

今後の研究課題としては、SECT 120 kV の画質と同等となる DECT の最適な組み合わせ条件において、GTV と CTV の輪郭を描く精度を SECT 120 kV の場合と比較評価し、さらに画像再構成関数の違いによる CT 値の変化を評価することである。

Goodsitt ら [29] と Tsukihara ら [30] の報告では、DECT により CT 値−相対電子濃度変換テーブルの精度が改善され、ファントムサイズの違いによるビームハードニングが減少していることを示している。しかし、これらの報告では、実際の放射線治療計画で使用される SECT 120 kV と DECT の画質を比較評価する上で十分な検討を行っていない。本研究では、SECT 120 kV の画質と同等となる DECT の最適な組み合わせ条件を決定し、ビームハードンニグがどの程度改善されるのかを示すことができた。DECT 80 kV/SPS140 kV (0.3) は、最も良い撮影管電圧の組み合わせと DE composition ratio であり、頭部人体ファントムを使用した脳 SRT 治療計画により、1.77%の MU 計算の線量誤差を減らすことができた。SECT 120 kV の画質と同等となる DECT の最適な組み合わせ条件を決定する本研究の手法は、今後、画質や線量を比較評価するときに基準となる手法になる可能性がある。

VII. 結論

本研究では、SECT 120 kV の CNR と同等になる DECT の最適な管電圧の組み合わせと DE composition ratio を決定し、その条件でのビームハードニングがどの程度改善されるのか示すことができた。次に SECT 120 kV と同等の CNR で、DECT の患者サイズによる影響の最も少ない CT 値−相対電子濃度変換テーブルを求めた。さらに脳 SRT において、SECT 120 kV と比較して最大 1.77%の線量計算の精度が向上することを求めることができた。DECT は、従来の SECT より被曝線量が増加するが、低管電圧の X 線による画質を維持しながら高管電圧の X 線と付加フィルタによる患者サイズの影響を減少させることによって線量計算の精度を改善するので、放射線治療計画において有利である。

謝辞

本研究の遂行と本論文の作成にあたり、ご指導とご鞭撻を賜りました東北大学医学系研究科医科学専攻放射線腫瘍学分野の神宮啓一教授に心から厚く御礼申し上げます。さらに、本研究にあたり貴重なご助言を頂きました国立病院機構仙台医療センター放射線科の佐藤明弘部長、シーメンスおよびCBCT Electron Density Phantomをお貸し頂いたユーロメディテックに深く感謝致します。

また、Medical Physicsへの投稿論文と博士論文作成において、貴重なご助言を頂きました東北大学保健学専攻放射線治療分野の土橋卓助教に厚く御礼申し上げます。本研究活動において長時間において実験の手助けをしていただいた赤間勇主任技師、角田智技師、戸森聖治技師、さらに本研究を進める上で職場における環境を整えていただきました東英世技師長、村上幸一副技師長に深く感謝致します。

VIII. 文献

[1] 飯田博美：放射線概論－第 1 種放射線試験受験用テキストー，(第 6 版)，通商産業研究社，東京都港区，2006；p114

[2] 西臺武弘：放射線医学物理学，(第 3 版)，文光堂，東京都文京区，2005；p86-87

[3] R. P. Parker, P. A. Hobday, K. J. Cassell, "The direct use of CT numbers in radiotherapy dosage calculations for inhomogeneous media," Phys Med Biol **24**, 802-809 (1979).

[4] R. A. Brooks, L. G. Mitchell, C. M. O'Connor, et al., "On the relationship between computed tomography numbers and specific gravity," Phys Med Biol **26**, 141-147 (1981).

[5] E. C. McCullough, T. W. Holmes, "Acceptance testing computerized radiation therapy treatment planning systems: direct utilization of CT scan data," Med Phys **12**, 237-242 (1985).

[6] C. Constantinou, J. C. Harrington, L. A. DeWerd, "An electron density calibration phantom for CT-based treatment planning computers," Med Phys **19**, 325-327 (1992).

[7] N. Matsufuji, H. Tomura, Y. Futami, et al., "Relationship between CT number and electron density, scatter angle and nuclear reaction for hadron-therapy treatment planning," Phys Med Biol **43**, 3261-3275 (1998).

[8] N. Kanematsu, N. Matsufuji, R. Kohno, et al., "A CT calibration method based on the polybinary tissue model for radiotherapy treatment planning," Phys Med Biol **48**, 1053-1064 (2003).

[9] 兼松伸幸, "多二元校正法による放射線治療計画用 CT 装置の品質管理," Japanese

Journal of Medical Physics **23**, 140-146 (2003).

[10] 西臺武弘：放射線治療物理学，(第 3 版)，文光堂，東京都文京区，2012；

[11]S. Mutic, J. R. Palta, E. K. Butker, et al., "Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66," Med Phys **30**, 2762-2792 (2003).

[12] 日本放射線技術学会：外部放射線治療における保守管理マニュアル，日本放射線技術学会出版委員会，京都，2003；p24-25

[13]Y. Kusano, S. Minohara, T. Ishii, et al., "[Development of the QA/QC-tools for CT number calibration of the treatment planning CT-scanner.]," Igaku Butsuri **26**, 163-172 (2006).

[14]Y. Matsuda, Y. Kiyomiya, K. Matsuda, et al., "[Investigation of a CT value electron density conversion method in radiotherapy planning CT]," Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi **63**, 888-894 (2007).

[15]T. R. C. Johnson, "Physics of Dual Energy CT," Dual Source CT experts community2009).

[16] 中村實：放射線治療科学概論，医療科学社，東京都文京区，2001；p102

[17]U. Schneider, E. Pedroni, A. Lomax, "The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning," Phys Med Biol **41**, 111-124 (1996).

[18]F. Kelcz, P. M. Joseph, S. K. Hilal, "Noise considerations in dual energy CT scanning," Med Phys **6**, 418-425 (1979).

[19]W. A. Kalender, W. H. Perman, J. R. Vetter, et al., "Evaluation of a prototype dual-energy computed tomographic apparatus. I. Phantom studies," Med Phys **13**, 334-339 (1986).

[20]M. Torikoshi, T. Tsunoo, M. Sasaki, et al., "Electron density measurement with dual-energy

x-ray CT using synchrotron radiation," Phys Med Biol **48**, 673-685 (2003).

[21]A. N. Primak, J. C. Ramirez Giraldo, X. Liu, et al., "Improved dual-energy material discrimination for dual-source CT by means of additional spectral filtration," Med Phys **36**, 1359-1369 (2009).

[22]M. Saito, "Spectral optimization for measuring electron density by the dual-energy computed tomography coupled with balanced filter method," Med Phys **36**, 3631-3642 (2009).

[23]M. Saito, "Optimized low-kV spectrum of dual-energy CT equipped with high-kV tin filtration for electron density measurements," Med Phys **38**, 2850-2858 (2011).

[24]F. Verhaegen, S. Devic, "Sensitivity study for CT image use in Monte Carlo treatment planning," Phys Med Biol **50**, 937-946 (2005).

[25]M. Bazalova, J. F. Carrier, L. Beaulieu, et al., "Dual-energy CT-based material extraction for tissue segmentation in Monte Carlo dose calculations," Phys Med Biol **53**, 2439-2456 (2008).

[26]G. Landry, B. Reniers, P. V. Granton, et al., "Extracting atomic numbers and electron densities from a dual source dual energy CT scanner: experiments and a simulation model," Radiother Oncol **100**, 375-379 (2011).

[27]N. Hunemohr, H. Paganetti, S. Greilich, et al., "Tissue decomposition from dual energy CT data for MC based dose calculation in particle therapy," Med Phys **41**, 061714 (2014).

[28]M. Saito, "Potential of dual-energy subtraction for converting CT numbers to electron density based on a single linear relationship," Med Phys **39**, 2021-2030 (2012).

[29]M. M. Goodsitt, E. G. Christodoulou, S. C. Larson, "Accuracies of the synthesized monochromatic CT numbers and effective atomic numbers obtained with a rapid kVp switching dual energy CT scanner," Med Phys **38**, 2222-2232 (2011).

[30]M. Tsukihara, Y. Noto, T. Hayakawa, et al., "Conversion of the energy-subtracted CT number to electron density based on a single linear relationship: an experimental verification using a clinical dual-source CT scanner," Phys Med Biol **58**, N135-144 (2013).

[31]D. Zhang, X. Li, B. Liu, "Objective characterization of GE discovery CT750 HD scanner: gemstone spectral imaging mode," Med Phys **38**, 1178-1188 (2011).

[32]M. J. Siegel, J. C. Ramirez Giraldo, A. Graser, "Abdominal dual-source dual-energy CT: Uses in clinical practice," Applied radiology **42**, 10-16 (2013).

[33]L. Yu, A. N. Primak, X. Liu, et al., "Image quality optimization and evaluation of linearly mixed images in dual-source, dual-energy CT," Med Phys **36**, 1019-1024 (2009).

[34]N. Papanikolaou, J. J. Battista, A. L. Boyer, et al., "Tissue inhomogeneity corrections for megavoltage photon beams," AAPM Task Group **65**, 1-142 (2004).

[35]M. Yagi, T. Ueguchi, M. Koizumi, et al., "Gemstone spectral imaging: determination of CT to ED conversion curves for radiotherapy treatment planning," Journal of Applied Clinical Medical Physics **14,** 173-186 (2013).

IX. 図

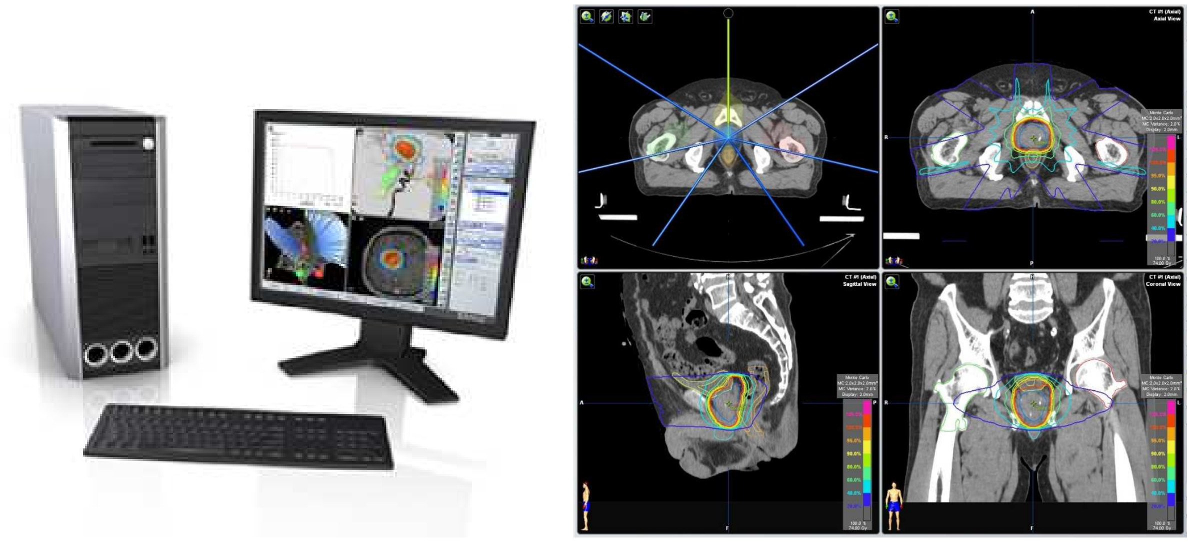


図１　ブレインラボ社製治療計画装置 iPlan の外観と線量分布

ブレインラボ社. 放射線治療計画用ソフト.

http://jp.brainlab.com/product/item/rt-treatment-planning-software

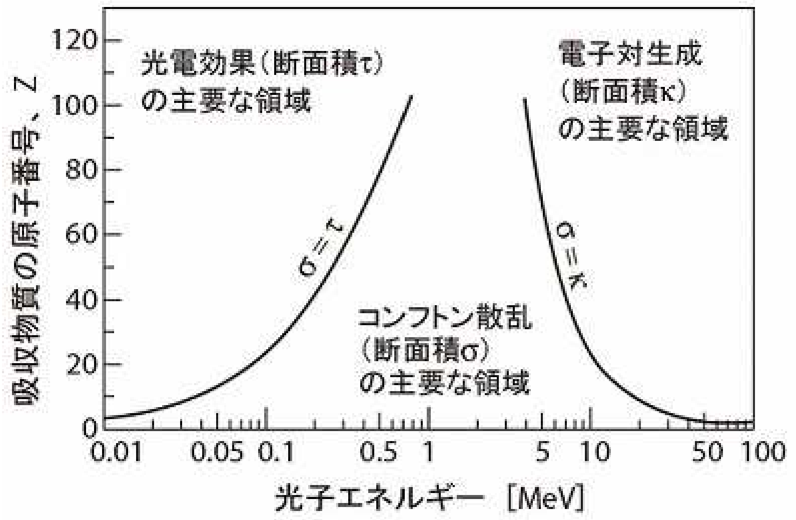


図２　光子と物質の相互作用 [1]

飯田博美：放射線概論－第 1 種放射線試験受験用テキスト－，(第 6 版)，通商産業研究社，東京都港区，2006；p114 の図を一部改変

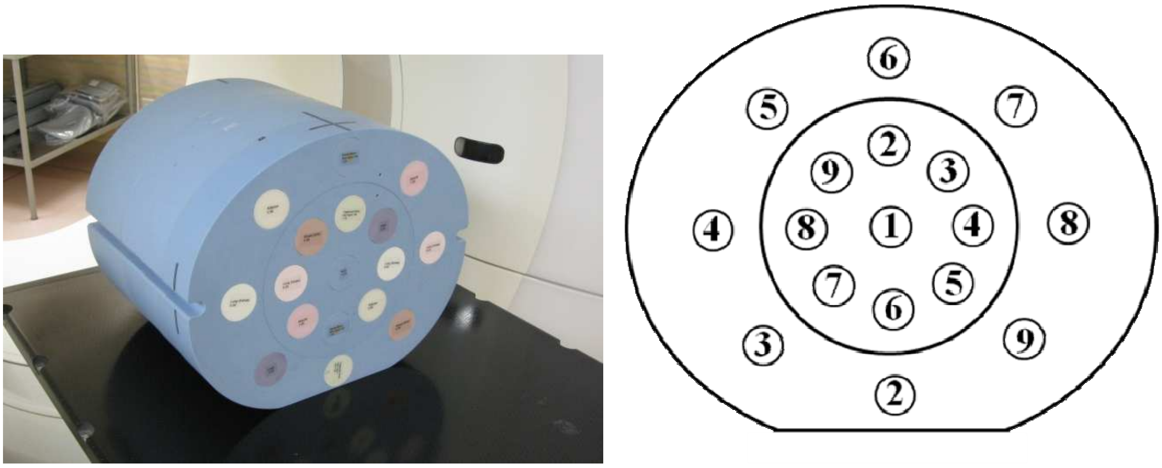


図３　電子密度ファントム CIRS Model 062A (CBCT Electron Density Phantom)

頭部サイズのファントムは、直径 18 cm、高さ 25 cm の円柱。体幹部サイズのファントムは、長軸 33 cm、短軸 27 cm、高さ 25 cm の楕円柱。その穴の数字は、表 1 に表示されている物質に対応。

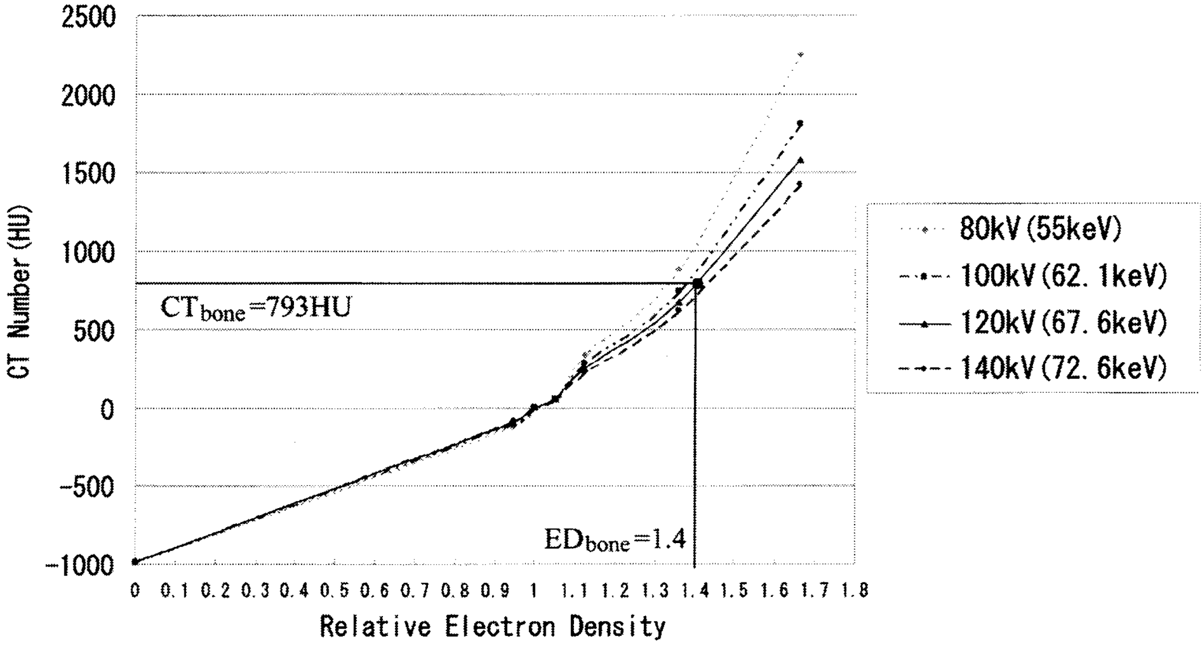


図４　CT 値-相対電子濃度変換テーブル [14]

撮影管電圧 (80 kV, 100 kV, 120 kV, 140 kV) の違いによる CT 値の変化

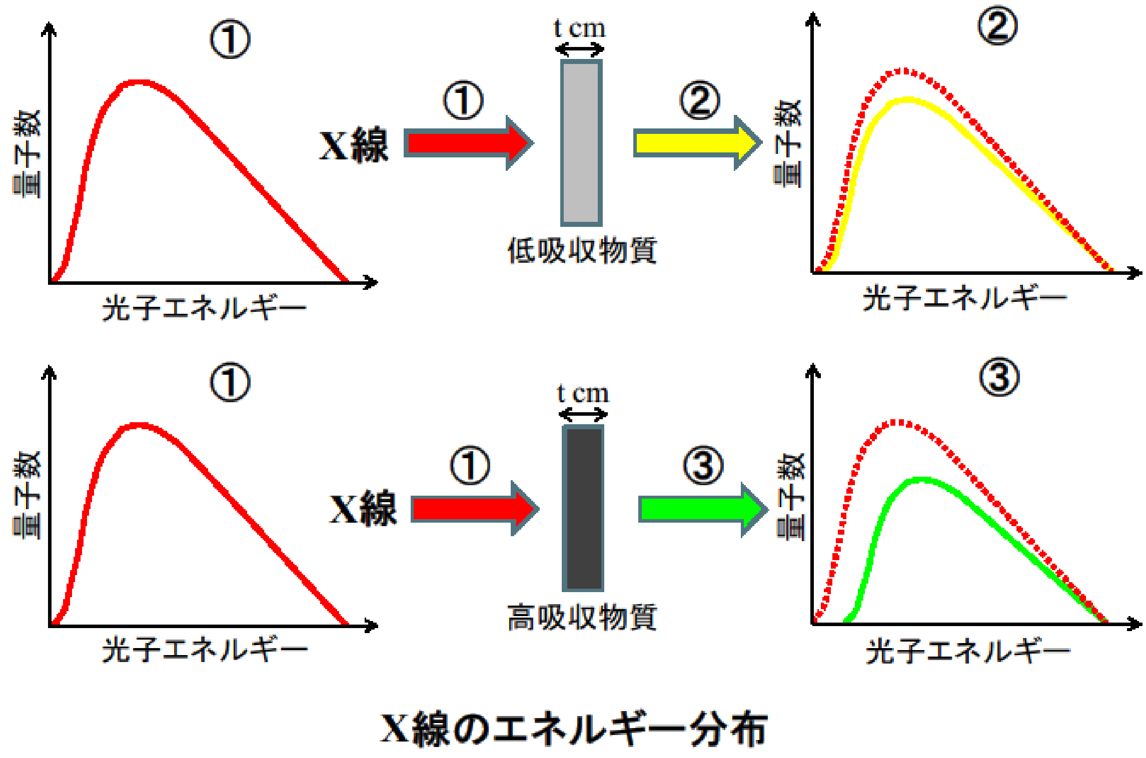


図５　ビームハードニングの概念図

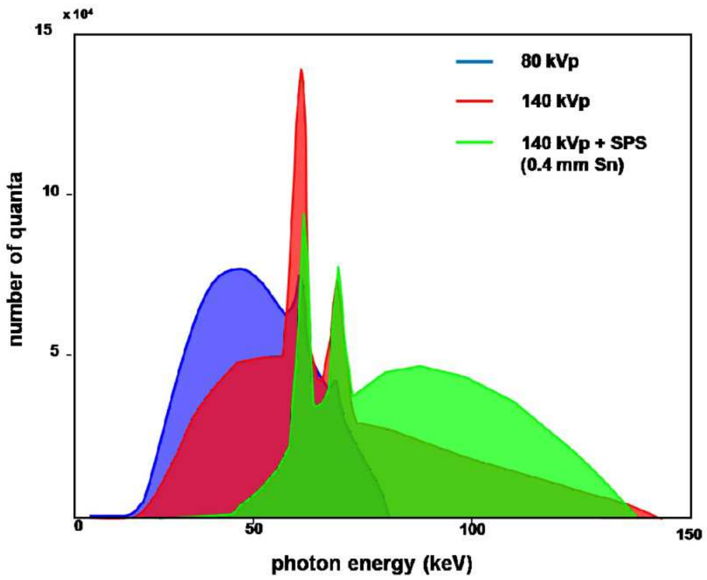
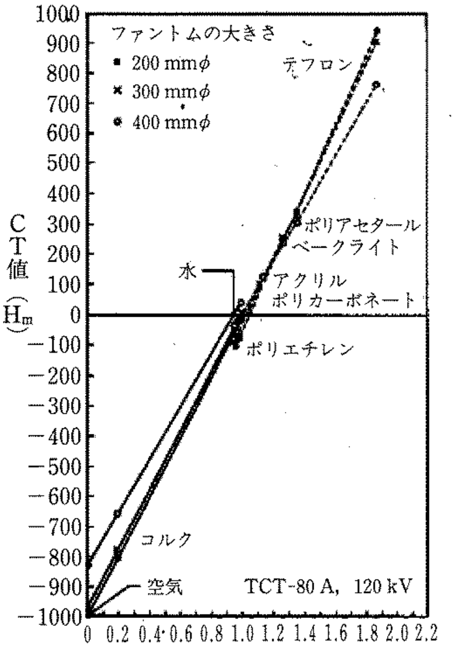


図６　エネルギースペクトル[15]（80 kV, 140 kV, SPS140 kV）Dual Source CT experts community Dec 21, 2009 (T. Johnson)

SPS が低エネルギー成分を減少し、より高いエネルギー領域へエネルギースペクトルを移動。



(a) 実測 CT 値

図 7　撮影管電圧 120 kV によるファントムのサイズ（200 mmφ, 300 mmφ, 400 mmφ）の違いによる CT 値の変化[16]

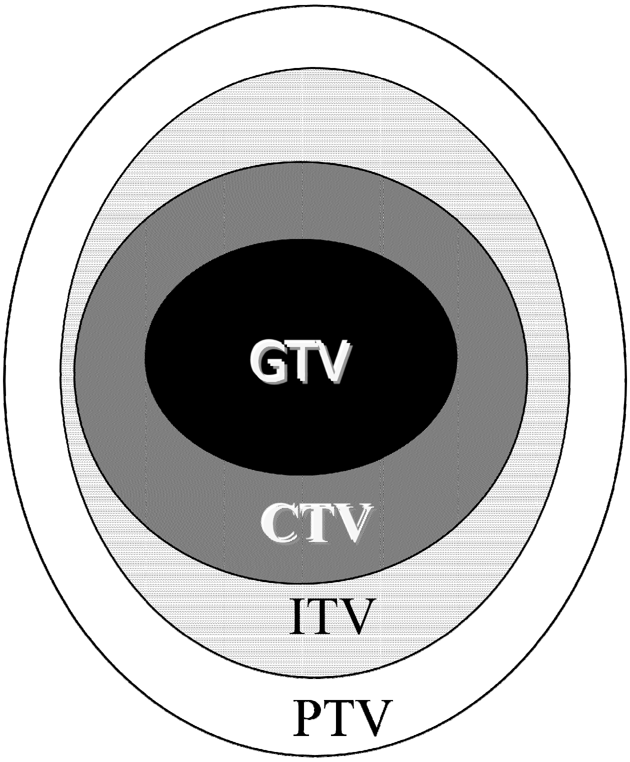


図８　放射線治療計画での標的体積の関係

肉眼的腫瘍体積（GTV; gross tumor volume）: 画像や触診、視診で確認できる腫瘍体積を意味し、これには原発巣、リンパ節転移、あるいは遠隔転移巣が含まれる。

臨床標的体積（CTV; clinical target volume）: GTV およびその周辺の顕微鏡的な進展範囲、あるいは所属リンパ節領域を含んだ照射すべき標的体積である。

ITV（internal target volume）: CTV に呼吸、嚥下、心拍動、蠕動などの体内臓器の動きによる影響をインターナルマージン（IM; internal margin）として含めた標的体積を意味する。

計画標的体積（PTV; planning target volume）: さらに毎回の照射における設定誤差（SM; setup margin）を含めた標的体積を意味する。

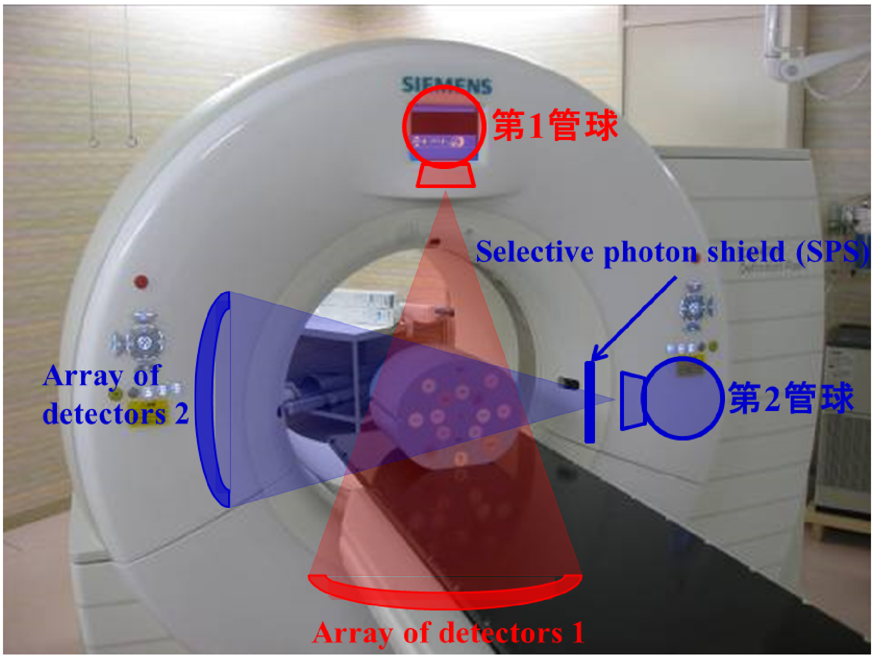


図９　DECT (SOMATOM Definition Flash)

第１管球（80 kV, 100 kV, 120 kV, 140 kV）と第２管球（SPS140 kV, 80 kV）の２種類のＸ線管が 90 度に分かれて配置されている。Sn を基にした合金で作られた SPS を装備。

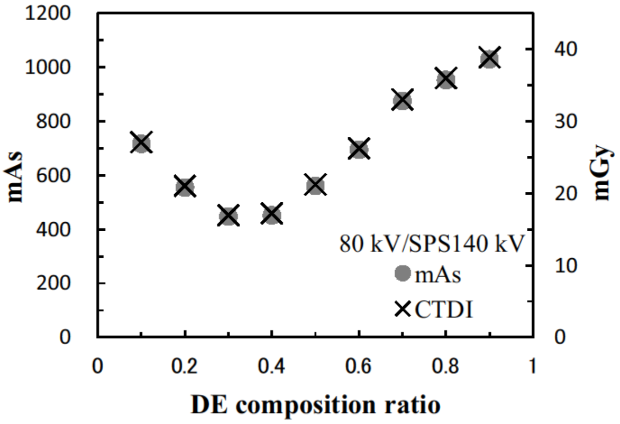


図１０　電子密度ファントム（体幹部サイズ）の SD が 16 になる DE composition ratio 毎の DECT 80 kV/SPS140 kV で測定した mAs 値と $CTDI_{vol}$ の関係

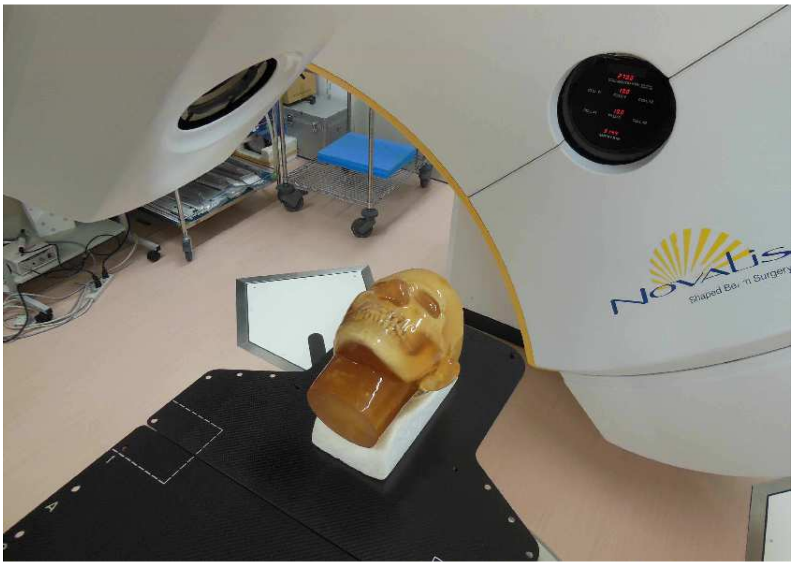


図１１　頭部ファントム

図１２　高精度放射線治療装置（Novalis）

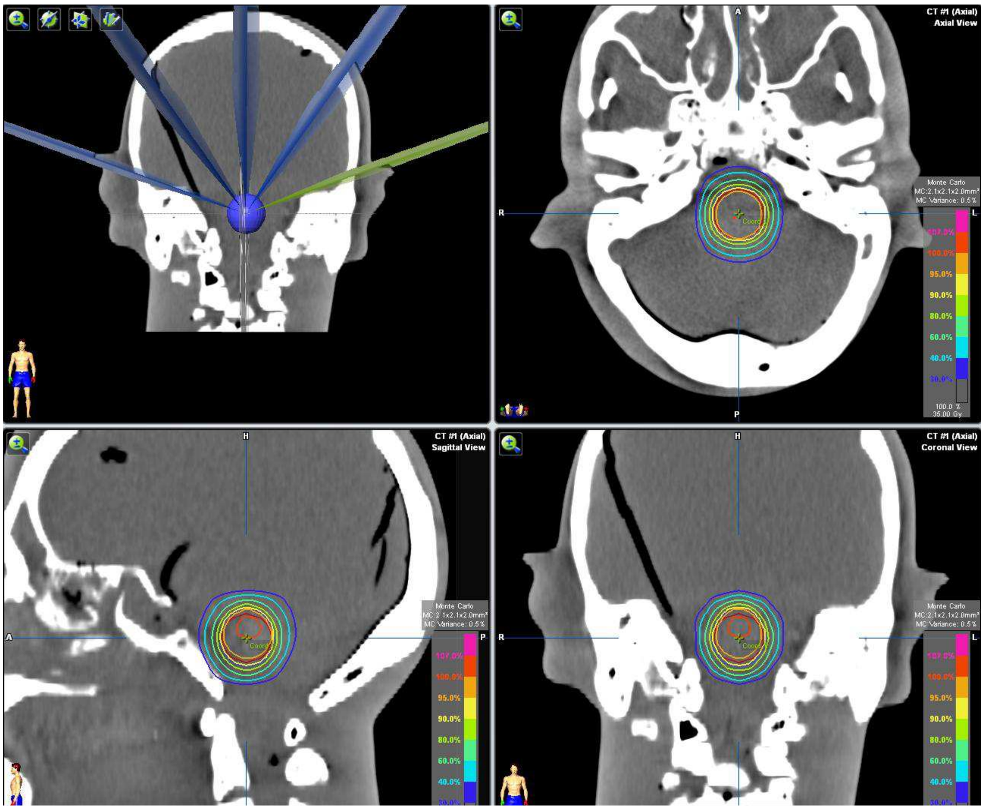


図１３　DECT 80 kV/SPS140 kV (0.3) で撮影した頭部ファントム (GTV 2 cm) の CT 値-相対電子濃度変換テーブルが頭部サイズのときの線量分布

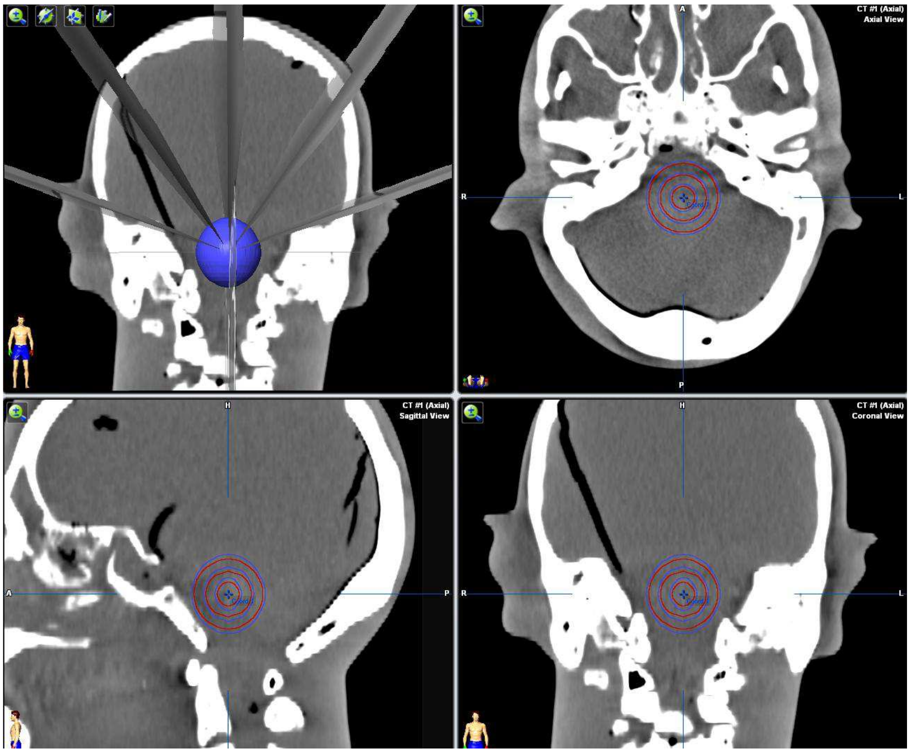


図１４　GTV のサイズ (1 cm, 2 cm, 3 cm)、形状、位置

赤色：GTV、青色：PTV

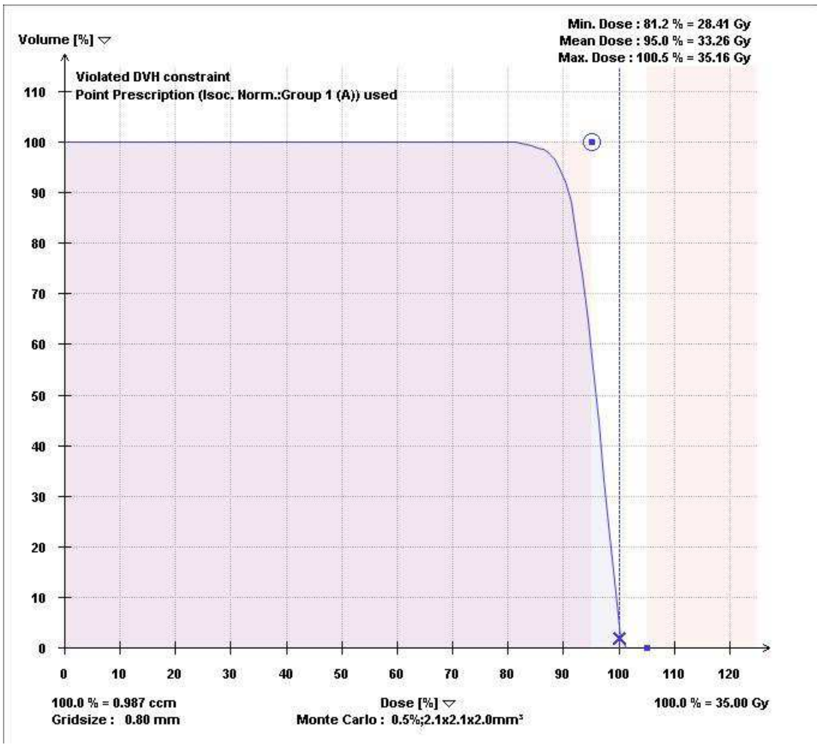


図１５　DECT 80 kV/SPS140 kV (0.3) で撮影した頭部ファントム (GTV 1 cm) の CT 値-相対電子濃度変換テーブルが頭部サイズのときの DVH

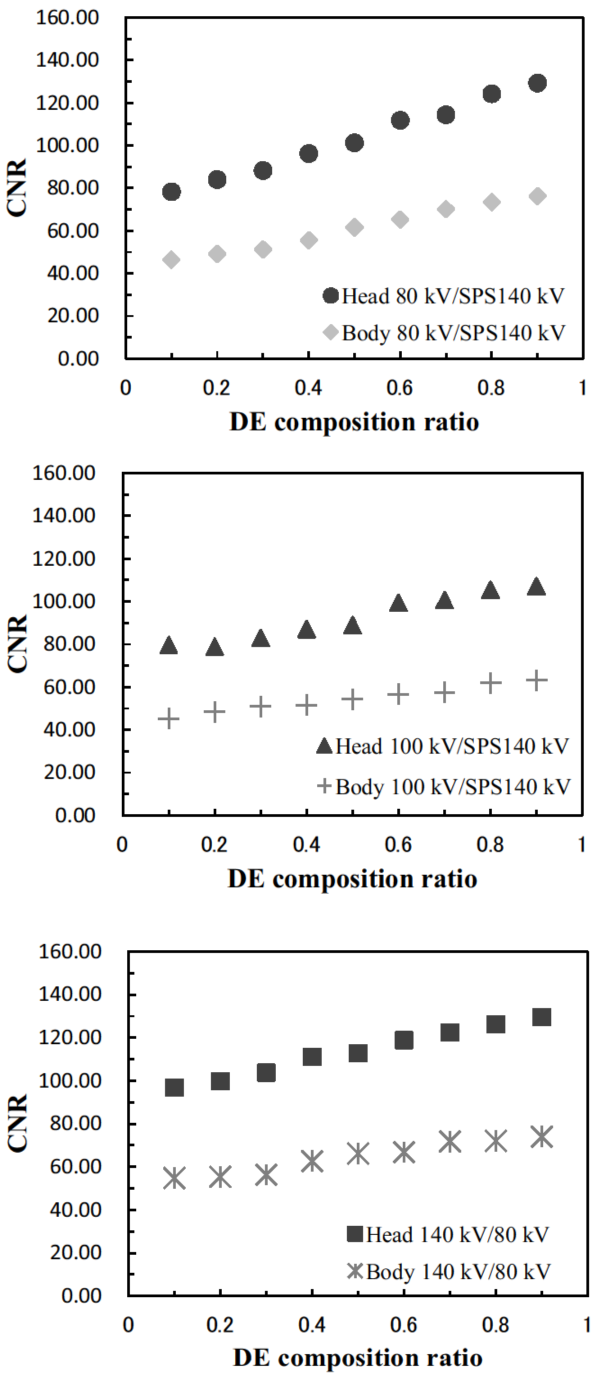


図１６　DECT (80 kV/SPS140 kV, 100 kV/SPS140 kV, 140 kV/80 kV) で撮影した Dense Bone の CNR 変化

頭部と体幹部サイズ、DE composition ratio を 0.1－0.9 の 0.1 間隔で CNR を比較。

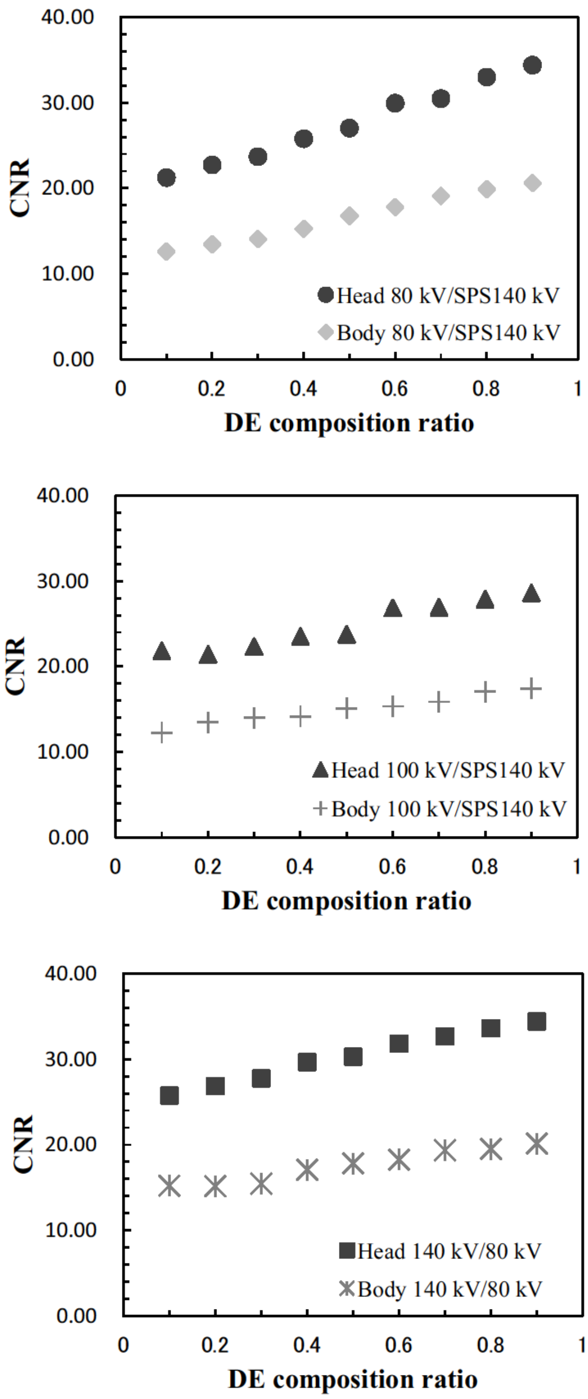


図１７　DECT (80 kV/SPS140 kV, 100 kV/SPS140 kV, 140 kV/80 kV) で撮影した

Trabecular Bone の CNR 変化

頭部と体幹部サイズ、DE composition ratio を 0.1－0.9 の 0.1 間隔で CNR を比較。

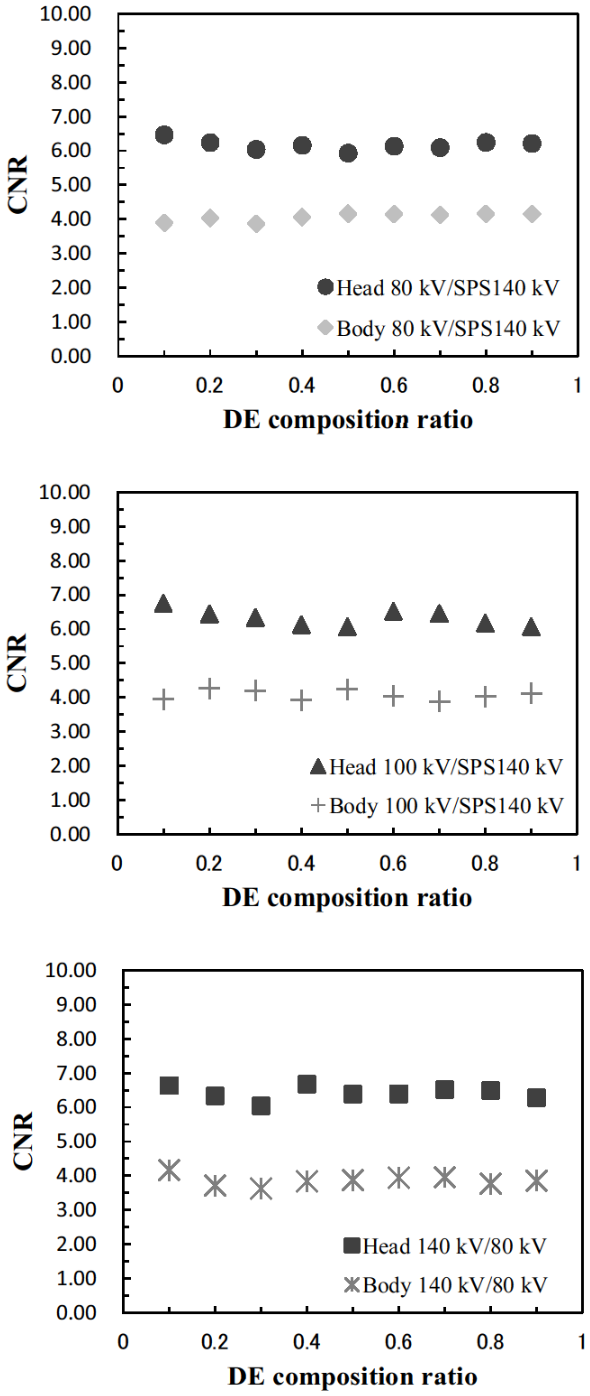


図１８　DECT (80 kV/SPS140 kV, 100 kV/SPS140 kV, 140 kV/80 kV) で撮影した Liver の CNR 変化

頭部と体幹部サイズ、DE composition ratio を 0.1－0.9 の 0.1 間隔で CNR を比較。

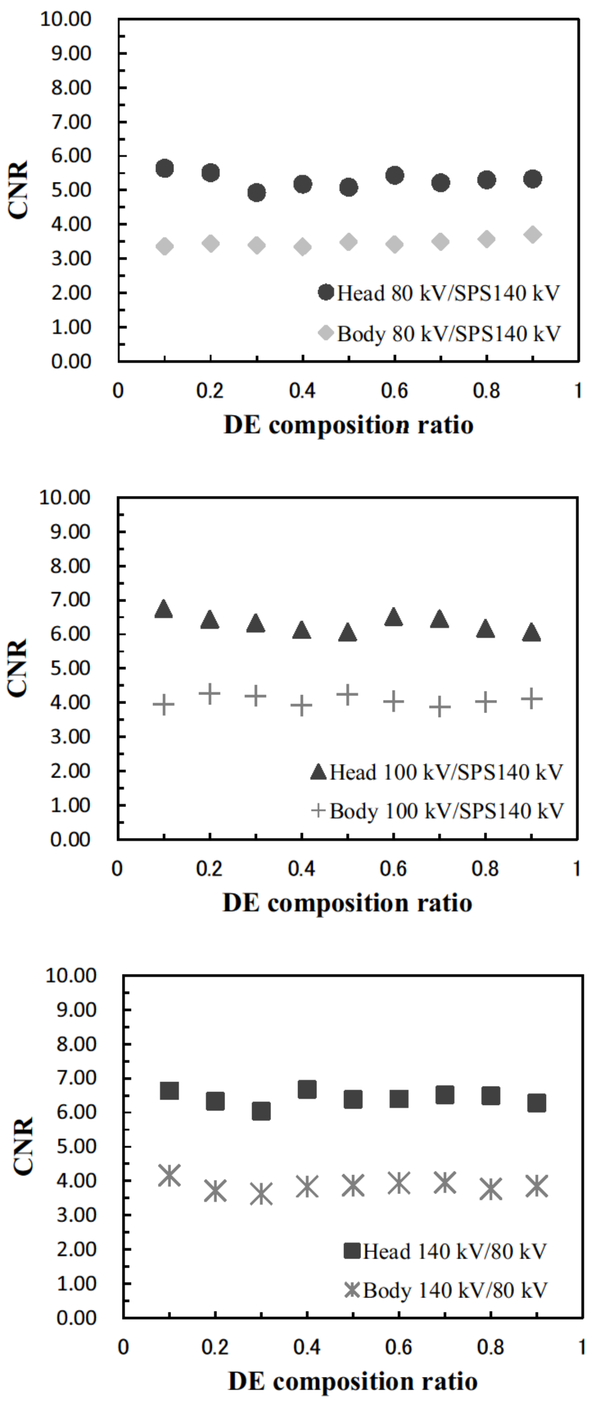


図１９　DECT (80 kV/SPS140 kV, 100 kV/SPS140 kV, 140 kV/80 kV) で撮影した Muscle の CNR 変化

頭部と体幹部サイズ、DE composition ratio を 0.1－0.9 の 0.1 間隔で CNR を比較。

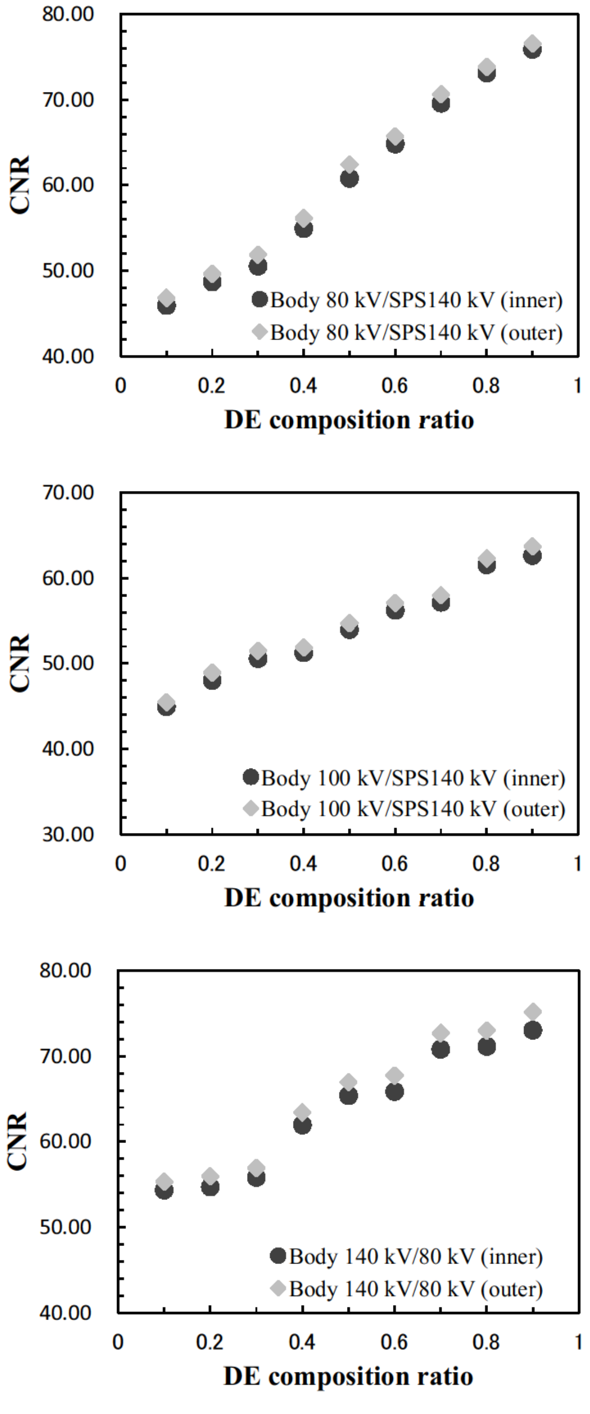


図２０　DECT 80 kV/SPS140 kV、100 kV/SPS140 kV 及び 140 kV/80 kV において、電子密度ファントムの inner と outer に Dense Bone を挿入した場合の CNR

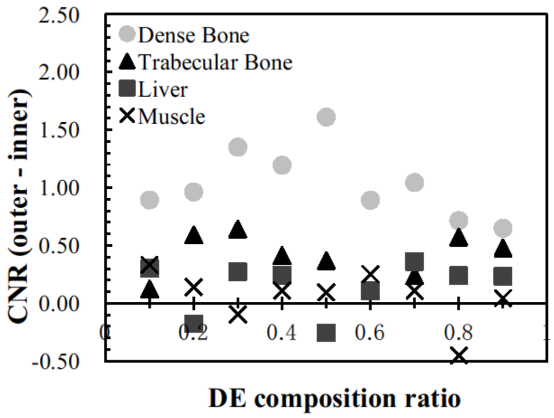


図２１　DECT 80 kV/SPS140 kV において、Dense Bone、Trabecular Bone、Liver 及び Muscle を inner と outer に挿入した場合の CNR の inner と outer の差 ($CNR_{inner} - CNR_{outer}$)

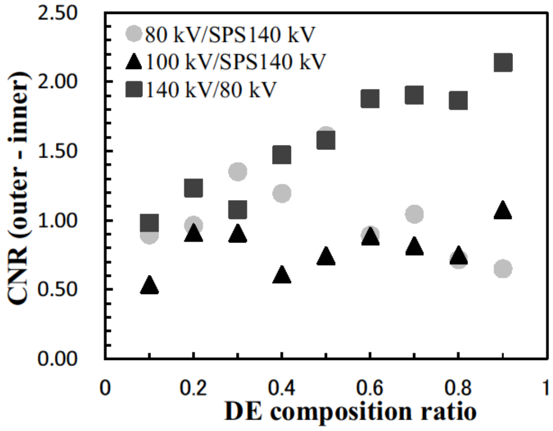


図２２　DECT 80 kV/SPS140 kV、100 kV/SPS140 kV 及び 140 kV/80 kV において、Dense Bone のときの CNR の inner と outer の差 ($CNR_{inner} - CNR_{outer}$)

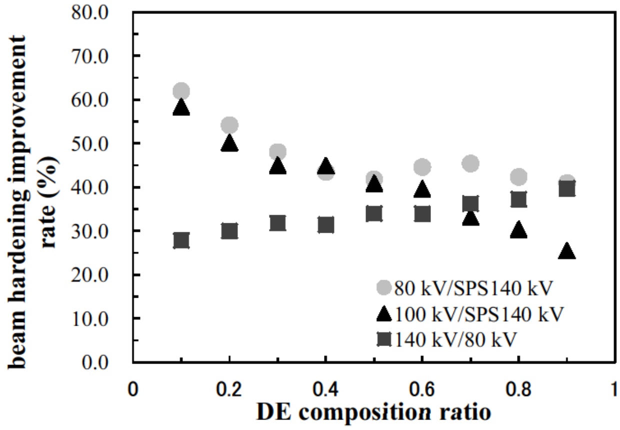


図２３　DECT (80 kV/SPS140 kV, 100 kV/SPS140 kV, 140 kV/80 kV) の DE composition ratio 毎のビームハードニング改善率の変化

SECT 120 kV と DECT による CT 値差（頭部と体幹部）との間の違いをそれぞれの平均 CT 値（頭部と体幹部）で割ることにより、前者の SECT 120 kV で規格化して決定。

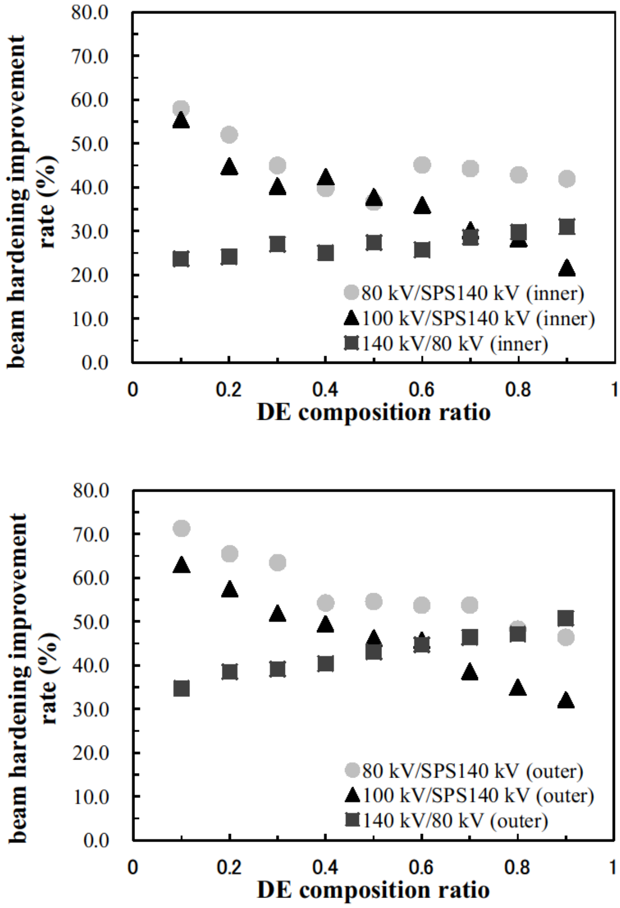


図２４　DECT (80 kV/SPS140 kV, 100 kV/SPS140 kV, 140 kV/80 kV) による inner と outer の挿入位置による DE composition ratio 毎のビームハードニングの改善率の変化

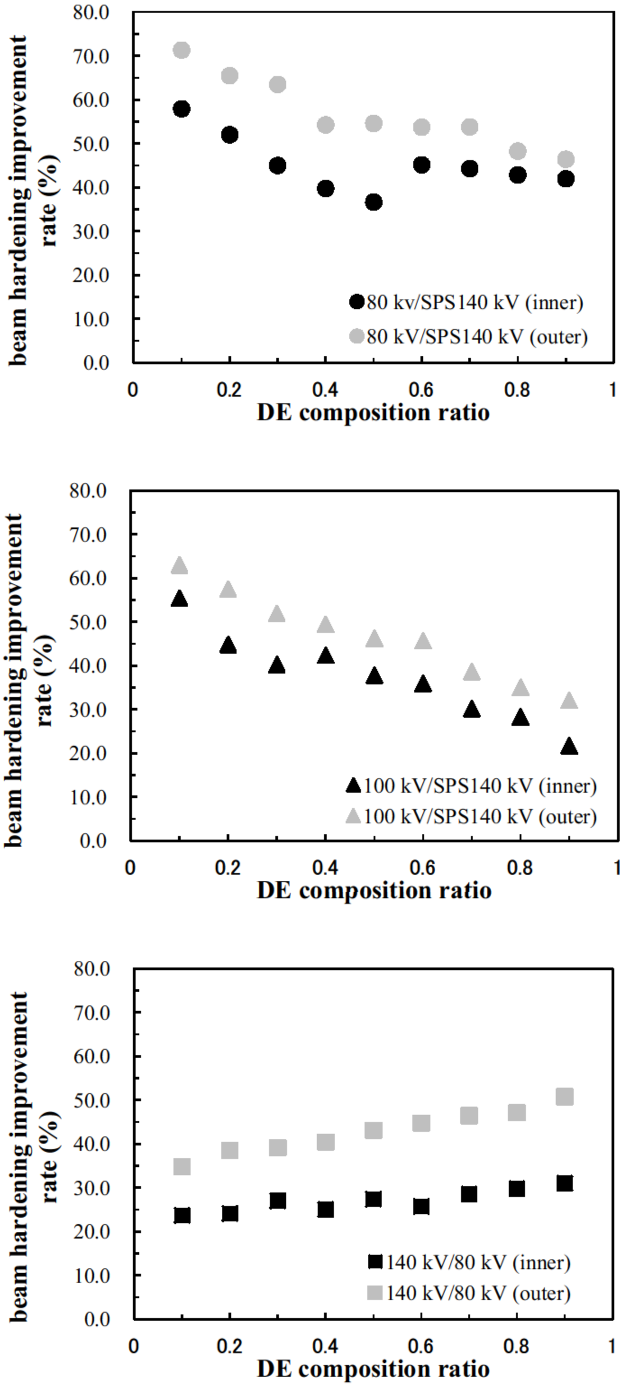


図２５　inner と outer の挿入位置によるビームハードニングの改善率の変化を各 DECT (80 kV/SPS140 kV, 100 kV/SPS140 kV, 140 kV/80 kV) 毎に比較

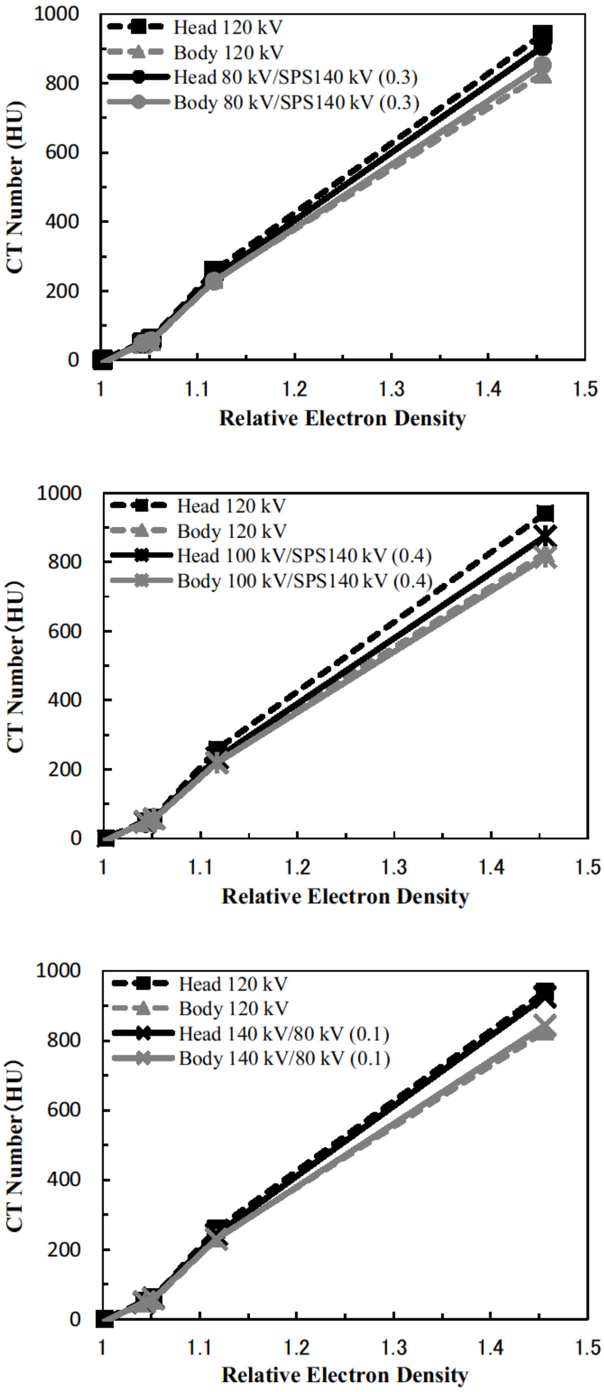
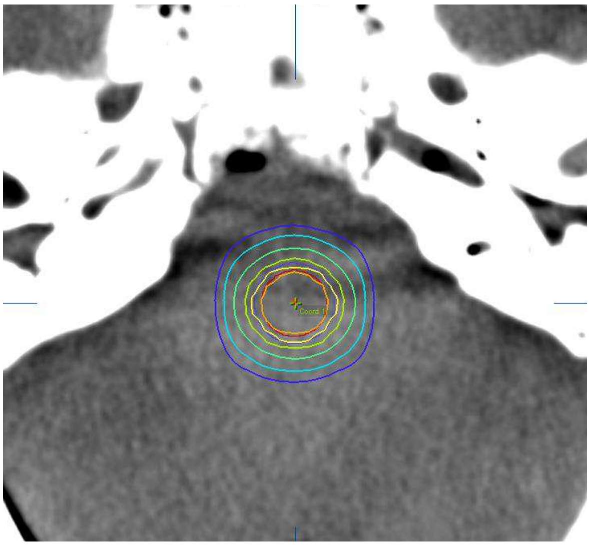
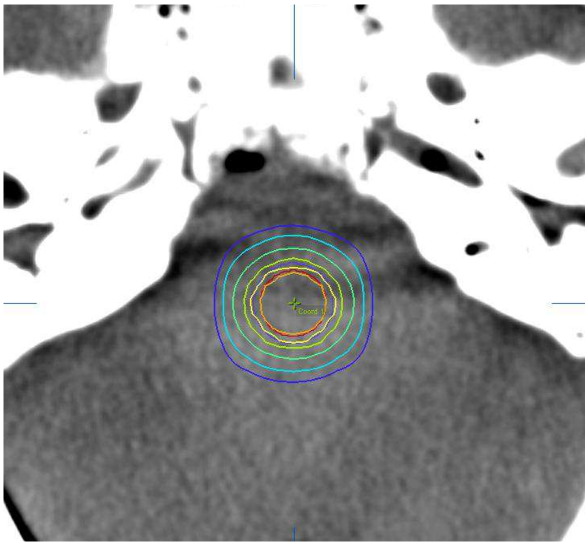


図２６　SECT 120 kV と同等の CNR となる各 DECT (80 kV/SPS140 kV (0.3), 100 kV/SPS140 kV (0.4), 140 kV/80 kV (0.1)) の CT 値-相対電子濃度変換テーブルの比較

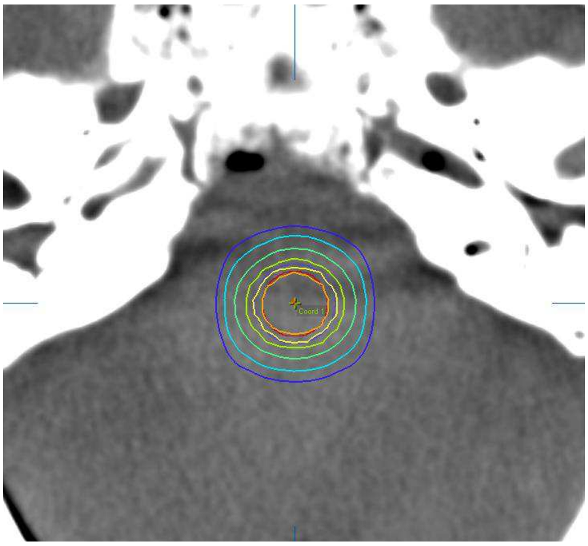
電子濃度 1.0 以上の CT 値-相対電子濃度変換テーブルの領域を拡大して表示した。



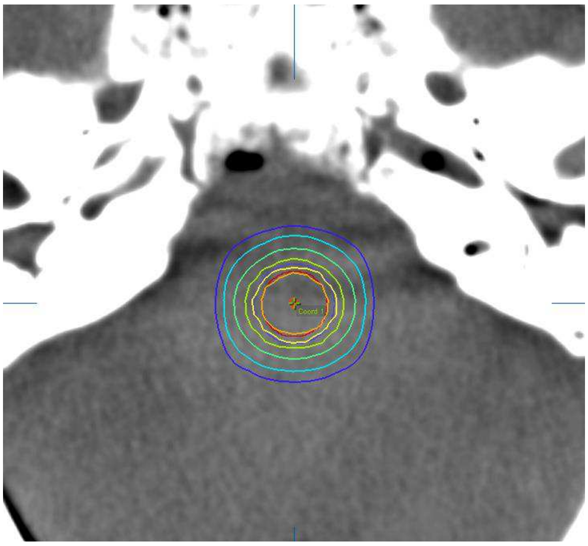
SECT 120 kV GTV 1 cm Head



SECT 120 kV GTV 1 cm Body



80 kV/SPS140 kV (0.3) GTV 1 cm Head



80 kV/SPS140 kV (0.3) GTV 1 cm Body

図２７　SECT 120 kV と 80 kV/SPS140 kV (0.3) の CT 値-相対電子濃度変換テーブル (Head、Body) の違いによる線量分布の比較

X. 表

表１　電子密度ファントムは、ファントム本体を構成している水等価物質と組織等価な電子濃度を持った挿入物質で作られている。これらの両方とも材質にエポキシ樹脂が用いられている。電子密度ファントムは、様々な挿入物質を様々な位置で入れ替えて測定できるように頭部サイズファントムの 9 つの穴とリング状外枠の 8 つ穴を加えた体幹部サイズファントムで構成されている。それぞれの穴には、電子濃度が既知の 9 種類の物質が挿入されている。

No	Description	Physical Density	Electron Density Per cc X 10^{23}	RED(Relative to H_2O)
	PHANTOM HEAD(Center Section)	1.01	3.346	1.002
	PHANTOM BODY(Outer Ring)	1.01	3.346	1.002
1	H_2O SYRINGE	1.00	3.340	1.000
2	Lung (Inhale)	0.20	0.634	0.190
3	Lung (Exhale)	0.50	1.632	0.489
4	Breast (50/50)	0.99	3.261	0.976
5	Dense Bone 800mg/cc (Embedded)	1.53	4.862	1.456
6	Trabecular Bone 200mg/cc	1.16	3.730	1.117
7	Liver	1.07	3.516	1.052
8	Muscle	1.06	3.483	1.043
9	Adipose	0.96	3.170	0.949

表２　電子密度ファントムの Scan parameters.

Phantom size	X-ray beam (kV)	Helical Pitch	mAs	Rotation time (s)	SFOV (mm)	Slice Thickness (mm)	Beam Collimation (mm)	Displayed $CTDI_{vol}$ (mGy)
Head	120	0.55	62	0.5	500	3	128 × 0.6	4.24
	80/SPS140	0.55	133－208	0.5	500	3	32 × 0.6	5.07－7.85
	100/SPS140	0.55	48－95	0.5	500	3	32 × 0.6	3.76－7.48
	140/80	0.55	17－31	0.5	500	3	32 × 0.6	4.74－8.49
Body	120	0.55	214	0.5	500	3	128 × 0.6	14.43
	80/SPS140	0.55	447－1030	0.5-1	500	3	32 × 0.6	16.95－38.8
	100/SPS140	0.55	198－340	0.5	500	3	32 × 0.6	15.46－26.38
	140/80	0.55	115－201	0.5	500	3	32 × 0.6	31.19－54.29

表３　電子密度ファントムの Recon parameters and ROI measure parameters.

Phantom size	X-ray beam (kV)	DE composition ratio	DFOV (mm)	Recon kernel	SD of the CT numbers	ROI (cm^2)
Head	120		200	B14f medium+	10	0.4
	80/SPS140	0.1－0.9	200	B14f medium+	9.8－10.3	0.4
	100/SPS140	0.1－0.9	200	B14f medium+	9.6－10.3	0.4
	140/80	0.1－0.9	200	B14f medium+	9.6－10.2	0.4
Body	120		320	B14f medium+	16.3	0.4
	80/SPS140	0.1－0.9	320	B14f medium+	15.5－16.8	0.4
	100/SPS140	0.1－0.9	320	B14f medium+	15.4－16	0.4
	140/80	0.1－0.9	320	B14f medium+	15.5－16.7	0.4

表４　電子密度ファントム（頭部サイズ）の中央部分の SD が 10 になる撮影条件

Phantom size	X-ray beam (kV)	DE composition ratio	mAs	SD of Phantom center CT numbers	Displayed $CTDI_{vol}$ (mGy)
Head	120		62	10	4.24
	80/SPS140	0.1	208	10.1	7.85
		0.2	175	10.1	6.63
		0.3	153	10.3	5.81
		0.4	139	10.1	5.31
		0.5	133	10.2	5.07
		0.6	137	9.8	5.23
		0.7	142	10.1	5.42
		0.8	166	9.8	6.35
		0.9	193	9.9	7.35
	100/SPS140	0.1	95	9.6	7.48
		0.2	75	10.2	5.87
		0.3	59	10.2	4.63
		0.4	52	10.1	4.08
		0.5	48	10.3	3.76
		0.6	49	9.6	3.84
		0.7	51	9.9	4
		0.8	59	9.8	4.63
		0.9	73	10	5.72
	140/80	0.1	31	9.6	8.49
		0.2	25	9.8	6.81
		0.3	21	9.9	5.8
		0.4	19	9.7	5.18
		0.5	17	10	4.74
		0.6	17	9.9	4.74
		0.7	19	10	5.18
		0.8	21	10.1	5.8
		0.9	25	10.2	6.81

表５　電子密度ファントム（体幹部サイズ）の中央部分の SD が 16 になる撮影条件

Phantom size	X-ray beam (kV)	DE composition ratio	mAs	SD of Phantom center CT numbers	Displayed $CTDI_{vol}$ (mGy)
Body	120		214	16.3	14.43
	80/SPS140	0.1	717	16.2	27.1
		0.2	555	16.4	21.03
		0.3	447	16.8	16.95
		0.4	452	16.4	17.22
		0.5	561	15.7	21.23
		0.6	695	15.8	26.24
		0.7	875	15.5	33.05
		0.8	953	15.5	36
		0.9	1030	15.7	38.88
	100/SPS140	0.1	340	16	26.38
		0.2	256	15.6	19.98
		0.3	217	15.4	16.91
		0.4	215	15.9	16.75
		0.5	208	15.7	16.18
		0.6	198	15.6	15.46
		0.7	233	15.9	18.15
		0.8	258	15.3	20.02
		0.9	297	15.5	23.06
	140/80	0.1	141	15.5	38.08
		0.2	129	16.1	34.76
		0.3	118	16.7	31.76
		0.4	115	15.7	31.19
		0.5	120	15.6	32.38
		0.6	132	16.2	35.64
		0.7	153	15.7	41.44
		0.8	179	16.3	48.54
		0.9	201	16.5	54.29

表６　頭部ファントムの Scan parameters.

Phantom	X-ray beam (kV)	Helical Pitch	mAs	Rotation time (s)	SFOV (mm)	Slice Thickness (mm)	Beam Collimation (mm)	Displayed $CTDI_{vol}$ (mGy)
skull phantom	120	0.55	400	0.5	500	2	128 × 0.6	56.4
skull phantom	80/SPS140	0.55	659	0.5	500	2	32 × 0.6	56.17

表７　頭部ファントムの Recon parameters and ROI measure parameters.

Phantom	X-ray beam (kV)	DE composition ratio	DFOV (mm)	Recon kernel	SD of the CT numbers	ROI (cm^2)
skull phantom	120		200	H14s medium+	6	0.4
skull phantom	80/SPS140	0.3	200	H14s medium+	6.1	0.4

表８　SECT 120 kV の CNR と同一となる DECT 80 kV/SPS140 kV、100 kV/SPS140 kV、140 kV/80 kV の DE composition ratio

Phantom size	X-ray beam (kV)	Insert Materials (Tissue Equivalent Materials)	Relative Electron Density	CNR_s, CNR_d	DE composition ratio ($CNR_s = CNR_d$)
Head	120	Dense Bone	1.456	93.97	
	80/SPS140		1.456	96.23	0.4
	100/SPS140		1.456	88.92	0.5
	140/80		1.456	96.9	0.1
Body	120		1.456	51.07	
	80/SPS140		1.456	51.22	0.3
	100/SPS140		1.456	51.56	0.4
	140/80		1.456	54.84	0.1
Head	120	Trabecular Bone	1.117	25.72	
	80/SPS140		1.117	25.78	0.4
	100/SPS140		1.117	26.86	0.6
	140/80		1.117	25.75	0.1
Body	120		1.117	14.64	
	80/SPS140		1.117	14.07	0.3
	100/SPS140		1.117	14.16	0.4
	140/80		1.117	15.22	0.1
Head	120	Liver	1.052	6	
	80/SPS140		1.052	6.04	0.3
	100/SPS140		1.052	6.07	0.5
	140/80		1.052	6.04	0.3
Body	120		1.052	3.61	
	80/SPS140		1.052	3.87	0.3
	100/SPS140		1.052	3.92	0.4
	140/80		1.052	3.63	0.3
Head	120	Muscle	1.043	4.97	
	80/SPS140		1.043	4.93	0.3
	100/SPS140		1.043	6.07	0.5
	140/80		1.043	6.04	0.3
Body	120		1.043	3.21	
	80/SPS140		1.043	3.35	0.4
	100/SPS140		1.043	3.92	0.4
	140/80		1.043	3.63	0.3

表９　SECT 120 kV、DECT 80 kV/SPS140 kV、100 kV/SPS140 kV 及び 140 kV/80 kV において、Dense Bone のときの CNR の inner と outer の差 ($CNR_{inner} - CNR_{outer}$)

X-ray beam	DE composition ratio	CNR_{outer} - CNR_{inner}
120 kV		0.48
80 kV/SPS140 kV	0.1	0.9
	0.2	0.96
	0.3	1.35
	0.4	1.2
	0.5	1.61
	0.6	0.89
	0.7	1.05
	0.8	0.72
	0.9	0.65
100 kV/SPS140 kV	0.1	0.54
	0.2	0.91
	0.3	0.91
	0.4	0.61
	0.5	0.75
	0.6	0.88
	0.7	0.82
	0.8	0.75
	0.9	1.08
140 kV/80 kV	0.1	0.98
	0.2	1.24
	0.3	1.08
	0.4	1.47
	0.5	1.58
	0.6	1.88
	0.7	1.9
	0.8	1.87
	0.9	2.14

表１０　SECT 120 kV と DECT 80 kV/SPS140 kV (0.3) をそれぞれサイズの違う電子密度ファントム（頭部と体幹部サイズ）で作成した CT 値–相対電子濃度変換テーブルによる MU 計算の誤差 (%)

MU 計算の誤差 (%) は、アイソセンタの線量が総線量 35 Gy となるように MU の補正を行い、線量計算アルゴリズムの Monte Carlo、線量計算パラメータの spatial resolution 2 mm を一定とし、Mean Variance 0.5%、1%、GTV 1 cm、2 cm、3 cm、相対電子濃度 (RED) 1.002、1.456 のそれぞれについて求めた。

GTV		Mean Variance 0.5%	Mean Variance 1%
Size (cm)	RED	120 kV と 80 kV/SPS140 kV (0.3) の MU 計算の誤差 (%)	120 kV と 80 kV/SPS140 kV (0.3) の MU 計算の誤差 (%)
1	1.002	0.35	-1.77
2	1.002	0.28	1.03
3	1.002	0.43	-0.48
1	1.456	0.06	0.61
2	1.456	0.15	-0.06
3	1.456	0.36	-0.49

表１１　脳 SRT 治療計画による PTV の DVH の差 (%) は、120 kV と 80 kV/SPS140 kV (0.3) について、CT 値−相対電子濃度変換テーブルの頭部と体幹部サイズの違いから求めた。PTV の DVH の差 (%) は、線量計算アルゴリズムの Monte Carlo、線量計算パラメータの spatial resolution 2 mm、Mean Variance 0.5%を一定とし、GTV 1 cm、2 cm、3 cm、相対電子濃度 (RED) 1.002、1.456 のそれぞれについて比較した。

DVH	GTV		120 kV			80 kV/SPS140 kV (0.3)			120 kV と 80 kV/SPS140 kV (0.3) の差 (%)	
	size (cm)	RED	CT−ED Head	CT−ED Body	Head と Body の差 (%)	CT−ED Head	CT−ED Body	Head と Body の差 (%)	Head	Body
PTV_{min}	1	1.002	80.5	80.1	-0.4	81.2	81	-0.2	-0.7	-0.9
PTV_{mean}	1	1.002	94.9	94.9	0	95	95	0	-0.1	-0.1
PTV_{max}	1	1.002	100.4	100.6	0.2	100.5	100.7	0.2	-0.1	-0.1
PTV_{min}	2	1.002	81.5	81.4	-0.1	80.9	80.9	0	0.6	0.5
PTV_{mean}	2	1.002	95.9	96.1	0.2	95.8	95.9	0.1	0.1	0.2
PTV_{max}	2	1.002	101	101.4	0.4	101	101.1	0.1	0	0.3
PTV_{min}	3	1.002	80.9	80.7	-0.2	80.6	80.6	0	0.3	0.1
PTV_{mean}	3	1.002	97.1	97.2	0.1	97.1	97.1	0	0	0.1
PTV_{max}	3	1.002	102.2	102.3	0.1	102.3	102.4	0.1	-0.1	-0.1
PTV_{min}	1	1.456	83.2	82.6	-0.6	83.9	83.8	-0.1	-0.7	-1.2
PTV_{mean}	1	1.456	96.3	96.3	0	96.5	96.7	0.2	-0.2	-0.4
PTV_{max}	1	1.456	101.6	102	0.4	101.6	101.9	0.3	0	0.1
PTV_{min}	2	1.456	84.9	84.5	-0.4	84.4	84.4	0	0.5	0.1
PTV_{mean}	2	1.456	97.8	97.7	-0.1	97.9	97.7	-0.2	-0.1	0
PTV_{max}	2	1.456	107	106.9	-0.1	107	107.1	0.1	0	-0.2
PTV_{min}	3	1.456	84.4	84.1	-0.3	84.5	84.2	-0.3	-0.1	-0.1
PTV_{mean}	3	1.456	98.7	98.6	-0.1	98.8	98.7	-0.1	-0.1	-0.1
PTV_{max}	3	1.456	107.7	108.4	0.7	107.8	107.7	-0.1	-0.1	0.7