

The front lines of dual-energy computed tomography

Akihiro Haga
Institute of Biomedical Sciences, Tokushima University

1. 導入

Dual energy CT (DECT)の歴史は古く、その元となるX線エネルギーを分別したCT再構成の発想自体は1970年代にその文献を見つけることができる¹⁾。しかしながら商用として普及し始めたのは2000年代になってからであり、DECTの臨床応用についても様々な視点から新しい提案がなされており、今後ますますの発展が期待されている。DECTを実現する技術にはDual source型、Single source型、Detector-based spectral型などがあり、再構成に関しても単色X線CT画像生成や造影剤マップ画像生成などの工夫がなされている。ただ、これらの技術に関する知識ベースの情報は簡単に手に入るし、DECTを理解する上であまり本質ではないため本講演で多くを述べるつもりはない。本講演では、DECTを用いた人体物質に関する密度推定²⁾と陽子線に対する人体の阻止能比の推定^{3,4)}について詳説する。本資料は、教育講演のスライドの中で示すことができない、もしくは示したとしても詳細を述べる内容についてまとめ、教育講演スライドの補助的な役割を担うように執筆したつもりである。本講演の理解の一助になれば幸いである。

2. Dual-energy CTを用いた物質密度の推定²⁾

放射線治療の治療計画では、3次元CT画像を物理密度（もしくは電子密度）分布に変換することで放射線と物質の相互作用をシミュレーションする。物質密度の大きさは放射線と物質との反応断面積の大きさに比例するため、CT画像から物理密度へ変換するその精度は、放射線治療そのものの精度に直結していると言って過言ではない。臨床においてCT画像から物理密度へ変換する一般的な方法は、人体の主要組織の元素構成と密度を模擬した各ロッドを備えたキャリブレーション用ファントムをCT撮影し、各ロッドの物理密度とCT画像から読み取れるCT値のデータからCT-密度変換曲線を予め用意する方法である。このようにファントムで予め作成したCT-密度変換曲線を実際の患者人体のCT画像に適用し、CT値を密度画像に変換することが可能となる。この方法はあまり疑われることなく臨床現場で受け入れられている印象であるが、懸念がないわけではない。それは、キャリブレーション用ファントムの各ロッドが実際の人体組織とは異なった元素組成を持っているため、CT-密度変換曲線による変換には系統的誤差が常に乗ってしまう恐れがある点である。この誤差は、DECTを使うことによって抑えられる可能性がある。他方、Single-energy CT (SECT)であっても人体組織の元素組成や密度のばらつきに対して一価であるCT-密度変換曲線が得られるのであれば、DECTと遜色ない精度で人体を密度分布に変換することができる可能性がある。本節では、実際のCT装置をコンピュータ上で模擬し、キャリブレーション用数値ファントムにより作成したDECTおよびSECTにおけるCT-密度変換曲線の精度を、ICRP110成人男女人体ファントム（ICRP110ファントム）⁵⁾を用いて検証した結果を紹介する。

まず、Saitoによって提案されたDECTによる物質密度推定法⁶⁾を紹介する。この方法では高/低二つの管電圧で取得されたCT画像に対してHounsfield Unit (HU)単位で次のように重み α を変えた差分画像を生成する；

$$\Delta HU \equiv (1 + \alpha)HU_H - \alpha HU_L, \quad (1)$$

ここで、 HU_H と HU_L はそれぞれ高い管電圧、低い管電圧に対するCT値 (HU) である。 α は物質に独立な値とみなす。このように得られた画像から各物質の ΔHU を算出し密度 ρ との線形関係、

$$\rho(\Delta HU) = a \frac{\Delta HU}{1000} + b, \quad (2)$$

を仮定することで ΔHU に対応する密度 ρ を得る。 α, a, b は上記の線形関係が成り立つように最小二乗フィッティングによって決定される。本節では、DECTによる物質密度推定をこの手法に則って実行する。

SECTによる密度推定では、CT-密度変換曲線を以下の4次の多項式で最小二乗フィッティングする。

$$\rho(HU) = c_0 + c_1 HU + c_2 HU^2 + c_3 HU^3 + c_4 HU^4, \quad (3)$$

ここで c_i ($i = 0, \dots, 4$) はフィッティング・パラメータである。

上記DECT, SECTによる物質密度推定の精度の検証は以下の手続きの通りである。

1. 各管電圧に対しキャリブレーション用ファントムを仮想的（数値的）にCT撮影する。
2. キャリブレーション用ファントムの各ロッドに対しDECT: $(\rho, \Delta HU)$ 、SECT: (ρ, HU) をプロットする。
3. DECT: 式(1)-(2)を用いて $(\rho, \Delta HU)$ を、SECT: 式(3)を用いて (ρ, HU) を線形フィッティングする。
4. ICRP110人体ファントムによって上記精度を評価する。

キャリブレーション用ファントムにはShepp-Logan形状を模擬した人体組織^{7,9)}からなるファントム (BT(A): 頭部サイズ)、Gammex phantom (Gammex Inc., Middleton, WI) を模擬した数値ファントム (TS: 体幹部サイズ)、形状

はGammex phantomであるが各ロッドに人体組織^{7,9)}を採用したファントム (BT(B) : 体幹部サイズ) 、の3つを使用する。X線のエネルギースペクトルには放射線治療装置に付随するコンビームCTもしくは治療ビームのX線管をモデルにモンテカルロ計算によって得られた4つのスペクトル (管電圧がそれぞれ80kVp, 100kVp, 120kVp, 6MVp) を用い、kVレンジのX線スペクトルでは1keV幅、MVレンジのX線スペクトルでは10keV幅でキャリブレーション用ファントムに照射した際の各ボクセル (ボクセルサイズを1mm³に設定) におけるX線の減弱、

$$\mu_j(E, Z, \rho) = \sum_m w_m \mu_{m,j}(E, Z, \rho), \quad (4)$$

をシミュレーションする。ここで $\mu_j(E, Z, \rho)$ はjの線減弱係数であり、ボクセルの構成元素をmとしその重量比を w_m としている。今回 $\mu_{m,j}(E, Z, \rho)$ の計算に使用する断面積には光電効果 σ_{pe} 、コンプトン散乱 σ_{comp} 、(6MVpのX線に対しては) 電子対生成 σ_{pp} を考慮する；

$$\mu_{m,j}(E, Z, \rho) = \rho Z \frac{N_A}{A} [\sigma_{pe}(E, Z) + \sigma_{comp}(E) + \sigma_{pp}(E, Z)], \quad (5)$$

ここでZは原子番号、Aは質量数であり、 N_A はアボガドロ数である。各断面積は多体系量子力学に基づく高精度な計算によってデータベース化されている。ここでは光電効果と電子対生成ではZとX線のエネルギーEの関数として理論値を回帰した近似式を、コンプトン散乱はクライン-仁科の理論式を用いることにする¹⁰⁻¹²⁾；

$$\sigma_{pe}(E, Z) = 3.45 \times 10^{-6} r_e^2 (1 + 0.008Z) \frac{Z^3}{E^3}, \quad (6)$$

$$\sigma_{comp}(E) = 2\pi r_e^2 \left\{ \frac{1+E}{E^2} \left[\frac{2(1+E)}{1+2E} - \frac{\ln(1+2E)}{E} \right] + \frac{\ln(1+2E)}{2E} - \frac{1+3E}{(1+2E)^2} \right\}, \quad (7)$$

$$\sigma_{pp}(E, Z) = 0.2545 r_e^2 (E - 2.332) \frac{Z}{137}, \quad (8)$$

ここで $r_e = 2.81794$ は古典電子半径[fm]である。式(4)を通してX線源から検出器までの減弱を計算することにより投影データ (線源と検出器を回転させることによってサイノグラム) を生成することができる。この一連の投影データのアルゴリズムをMaterial-based forward projection algorithm (MBFPA)と呼ぶ。

BT(A), TS, BT(B)のキャリブレーション・ファントムからMBFPAにより得られたサイノグラムを用いてCT再構成を行う。再構成のアルゴリズムにはShepp-Loganフィルタを用いたFiltered-back projectionを採用する。再構成されたファントムの各ロッドに対するCT値 (HU) をもとにCT-密度変換曲線を作成したものがFig.1である。左6つがDECTの変換曲線で右4つの図がSECTに対する変換曲線である。80kVp, 100kVp, 120kVpの変換曲線は似通っており、また、ファントムの種類にもあまり依存していない。一方で6MVpが関連する変換曲線はkVレンジのそれとは異なった形状をもち、ファントムの種類にも他より大きく依存することがわかる。

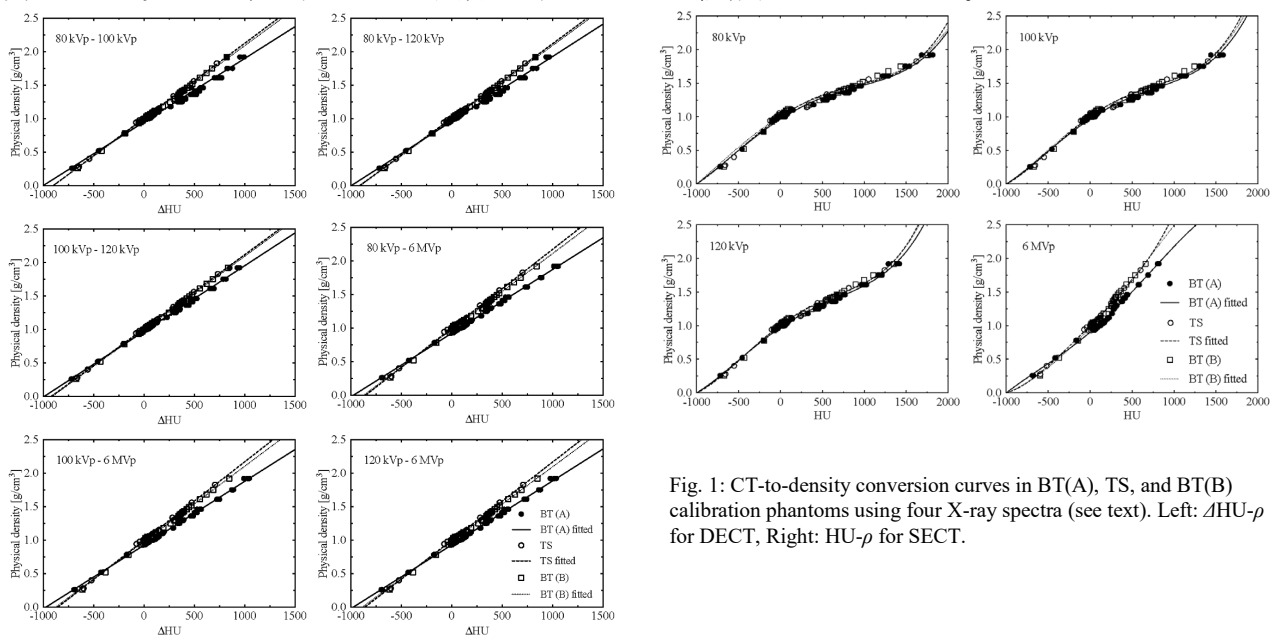


Fig. 1: CT-to-density conversion curves in BT(A), TS, and BT(B) calibration phantoms using four X-ray spectra (see text). Left: Δ HU- ρ for DECT, Right: HU- ρ for SECT.

これらの変換曲線を用いて、ICRP110人体ファントムに対する密度推定の精度評価を実施してみよう。まず、人体ファントムに対してもMBFPAを通してサイノグラムを生成しCT画像を再構成する。再構成されたCT画像のCT値からDECTおよびSECTに対して推定された密度と人体ファントムの密度の二乗平均平方根誤差 (RMSE) を、頭部

(Head)、胸部 (Lung)、骨盤部 (Pelvis) それぞれ男女5スライスずつ、合計30スライスで評価した結果を図2に示す。

得られたRMSE値に対してそのキャリブレーション用ファントムを使用してもDECTとSECTに差は生じなかった (Random Permutation 検定による p 値: 0.24 ± 0.02 (BT(A)), 0.15 ± 0.02 (TS), 0.68 ± 0.02 (BT(B)))。形状が同じであるが各ロッドに組織置換ロッドを用いるか人体組成を用いるかが異なるキャリブレーション・ファントム間 (BT(A)とBT(B)) では、差が生じた (対応ありの t -検定の p 値 < 0.01)。ただし、その差は非常に小さい。評価した人体とキャリブレーション用ファントムのサイズも合わせた方が良さそうであった (講演スライドで示す)。ここでは示していないが、X線エネルギーに関しては、人体組成を用いたBT(B)において6MVpが有意にRMSEの値が大きくなることが示された (Tukey's range検定)。なお、この6MVpに対してみられる比較的大きな推定誤差およびその要因である図1のCT-密度変換曲線の振る舞いは、CT画像に現れるビームハードニング・アーティファクトの影響であり、ビームハードニング補正によって精度は改善する²⁾。

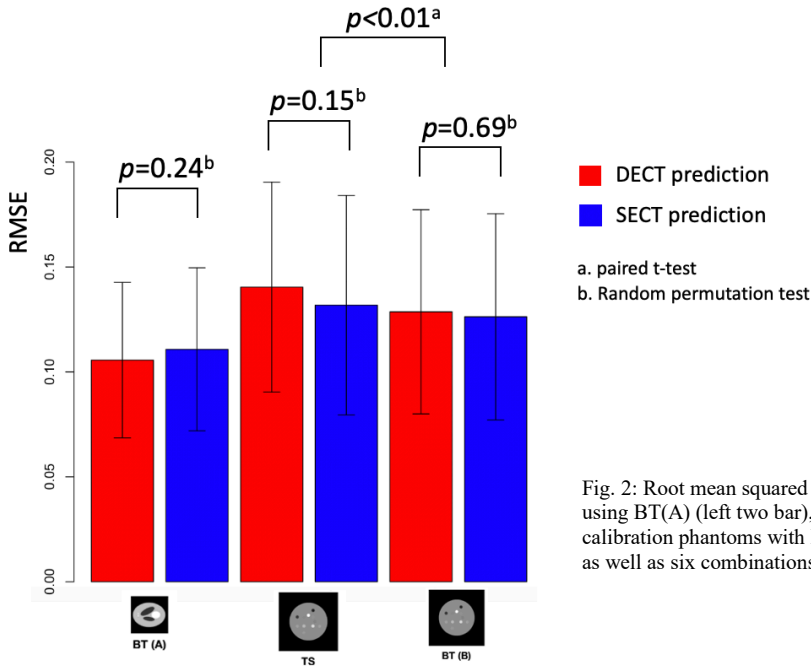


Fig. 2: Root mean squared error (RMSE) of the estimated physical density using BT(A) (left two bar), TS (middle two bar), and BT(B) (right two bar) calibration phantoms with ICRP110 human phantoms. Four single-energy CTs as well as six combinations of dual energy CTs are considered.

以上の結果を端的にまとめると、密度推定に関してDECTによる改善を目指すことよりも、キャリブレーション用ファントムの構成ロッドやサイズを人体組織の組成・人体のサイズに極力合わせるの方がより重要である、ということである。この点はSECTを用いたStoichiometric method (化学量論的方法) を用いた研究¹³⁾でも示唆されている。Stoichiometric methodはHUと実効線減弱係数の関係、

$$\frac{HU}{1000} + 1 = \frac{\mu}{\mu_{water}}, \quad (9)$$

から、全ての人体組織 (もしくは組織置換ロッド) j に対して

$$\sum_j \left[\left(\frac{\mu}{\mu_{water}} \right)_j (k_1, k_2) - \left(\frac{HU}{1000} + 1 \right)_j \right]^2, \quad (10)$$

が最小となるようにパラメータセット (k_1, k_2) を決定する。ここで、

$$\left(\frac{\mu}{\mu_{water}} \right)_j (k_1, k_2) = \frac{\rho}{\rho_{water}} \frac{\sum_m \frac{W_m}{A_m} (Z_m + k_1 Z_m^{2.86} + k_2 Z_m^{4.62})}{\frac{W_H}{A_H} (1 + k_1 + k_2) + \frac{W_O}{A_O} (8 + k_1 8^{2.86} + k_2 8^{4.62})}, \quad (11)$$

の形は、診断用CT装置のX線エネルギーに対する光子と物質との相互作用が光電効果・コンプトン散乱 (およびレイリー散乱) に基づくことから決められる。Stoichiometric methodでは、こうして式(11)より任意の人体組成に対する密度とCT値の関係が求められる。Stoichiometric methodによるSECTを用いた密度推定の詳細な検討では、Gammex phantomが人体組成とかなり良い一致を示し、Gammex phantomをキャリブレーション用ファントムとして用いていれば、SECTでも人体密度を高い精度で推定されることが示唆された。この事実から、密度推定におけるSECTに

対するDECTの優位性も疑問が呈されていた¹³⁾。しかしながら、Stoichiometric methodもまた他の方法と同様で実際の人体形状と現実的なデータを用いて検証することは困難であった。上で示したICRP110に基づく人体ファントムによる検証結果は、これまで使われているCT-密度変換による密度推定法がGammex phantomのような人体組織にかなり近いロッド構成を持っていれば実際の人体において高い精度であることを初めて示した。

3. Dual-energy CTを用いた陽子線阻止能比の推定^{3,4)}

続いてDual-energy CTを用いた陽子線に対する阻止能比(Stopping-power ratio; SPR)の推定精度を検討しよう。DECTを用いてSPRを推定する方法として、ここではYangにより提案された手法¹⁴⁾を紹介する。SPRは以下のBetheの理論式、

$$SPR = EDR \times \frac{\ln \left(\frac{2m_e c^2 \beta^2}{I_m (1 - \beta^2)} \right) - \beta^2}{\ln \left(\frac{2m_e c^2 \beta^2}{I_{water} (1 - \beta^2)} \right) - \beta^2}, \quad (12)$$

で求められる(簡単のため小さい補正項は除いた)。ここでEDRは物質 m と水との電子密度比 $\rho_{e,m}/\rho_{e,water}$ であり、 I_m (I_{water})は物質 m (水)の平均励起エネルギー、 m_e は電子質量、 c は光速、 β は光速に対する陽子線の速度比である。以下では運動エネルギーが200MeVである陽子線について検討する。 I_m の対数は、構成する元素の電子数 Z_k と重量比 w_k で重み付け平均された

$$\ln I_m = \frac{\sum_k w_k (Z_k/A_k) \ln I_k}{\sum_k w_k (Z_k/A_k)}, \quad (13)$$

で表現することができるが、この式で $\ln I_m$ を求めるには元素構成を求める必要がある。Yangは元素構成を求める代わりにDECTによって電子密度 ρ_e と実効原子番号 (Effective Atomic Number; EAN)を同時に求め、EDRとともに得られたEANから区分線形関数によって $\ln I_m$ を求めた。この方法を少し具体的に辿ってみることにしよう。DECTのそれぞれの管電圧で得られたCT画像の同じ物質(位置)におけるCT値の比(以下では線減弱係数 μ の比で考える)を次のように表す;

$$\frac{\langle \mu \rangle_L}{\langle \mu \rangle_H}(Z) = \frac{\sum_i \alpha_{i,L} (Z^4 f_1(E_{i,L}) + Z^3 f_2(E_{i,L}) + f_3(E_{i,L}) + Z f_4(E_{i,L}))}{\sum_i \alpha_{i,H} (Z^4 f_1(E_{i,H}) + Z^3 f_2(E_{i,H}) + f_3(E_{i,H}) + Z f_4(E_{i,H}))}, \quad (14)$$

ここで $\alpha_{i,H(L)}$ は管電圧が高い(低い)場合のX線エネルギースペクトルの i 番目のビンの割合を意味しており、 $\langle \mu \rangle_{H(L)}$ はスペクトルによる重み付け平均を表す。 $f_1 \sim f_4$ は光電効果・コンプトン散乱・陽電子対生成の断面積を再現する回帰関数であり、式(6)-(8)に従い次のようにとる;

$$f_1(E) = 2.83 \times 10^{-8} E^{-3}, \quad (15)$$

$$f_2(E) = 3.45 \times 10^{-6} E^{-3}, \quad (16)$$

$$f_3(E) = 2\pi \left\{ \frac{1+E}{E^2} \left[\frac{2(1+E)}{1+2E} - \frac{\ln(1+2E)}{E} \right] + \frac{\ln(1+2E)}{2E} - \frac{1+3E}{(1+2E)^2} \right\}, \quad (17)$$

$$f_4(E) = \frac{0.2545}{137} (E - 2.332). \quad (18)$$

式(13)の左辺は実測されたCT値(正確には線減弱係数)の比が入り、右辺には式(15)-(18)を代入して且つ管電圧に対応するエネルギースペクトルを与えることによって未知変数 Z 、すなわち $\langle \mu \rangle_L / \langle \mu \rangle_H$ の値に対応したEANが求まる。 Z を求めた後、線減弱係数との関係

$$\mu(Z, E) = \rho_e r_e^2 (Z^4 f_1(E) + Z^3 f_2(E) + f_3(E) + Z f_4(E)), \quad (19)$$

から ρ_e は求められる。こうしてCT画像の各ピクセルにおける実効原子番号 Z と電子密度 ρ_e が求まる。

それではGammex phantomを模擬した数値ファントムを例に上記の方法によってSPRを求めてみよう。80kV、120kVおよび6MVの3つのエネルギースペクトルをここでは用いる。まず、前節で示したMBFPAによってそれぞれのエネルギースペクトルに対するGammex phantomのサイノグラムを得て、続いてそれらから独立にそれぞれのエネルギースペクトルに対するCT再構成を実施する(ビームハードニング補正も行う)。得られたCT画像に+1000をし、2つの画像間で比を取ることで式(14)の左辺が得られる。 Z について解いた結果が画素毎のEANとなる。Gammex phantomに様々な人体組成^{7,9)}からなるロッドを挿入した6つのファントム(前節のBT(B)に対応)から得られるEANとそれぞれの元素組成に応じて式(13)により算出された $\ln I_m$ の関係が図3である。2つの領域に綺麗に分割されていることがわかる。それぞれが軟組織と骨組織であり、それぞれに対してEAN=8.5を境界に区分線形関

数でフィッティングされた結果もまた図に示されている。この関数を用いてEANから $\ln I_m$ を推定し、ICRP110人体ファントムに対して式(12)からSPRを求めた値と真値との間の相対RMSE (RRMSE) が図4に示されている。この図にはサイノグラムに雑音ノイズを付加した時の結果もまた比較のために示されている。これを見るとエネルギーギャップが大きいDECT (120kV-6MV) がノイズの影響に強いことがわかる。実際、CT値の推定に含まれる誤差が大きくなるにつれてSPRの推定誤差が大きくなるが、その大きさは120kV-6MVよりも80kV-120kVのDECTの方が大きくなる(講演スライドで示す)。DECTを用いたSPR推定を行う場合、DECTで使われるエネルギーギャップを大きくすることにより頑健で精度が高いSPRを得ることができる。

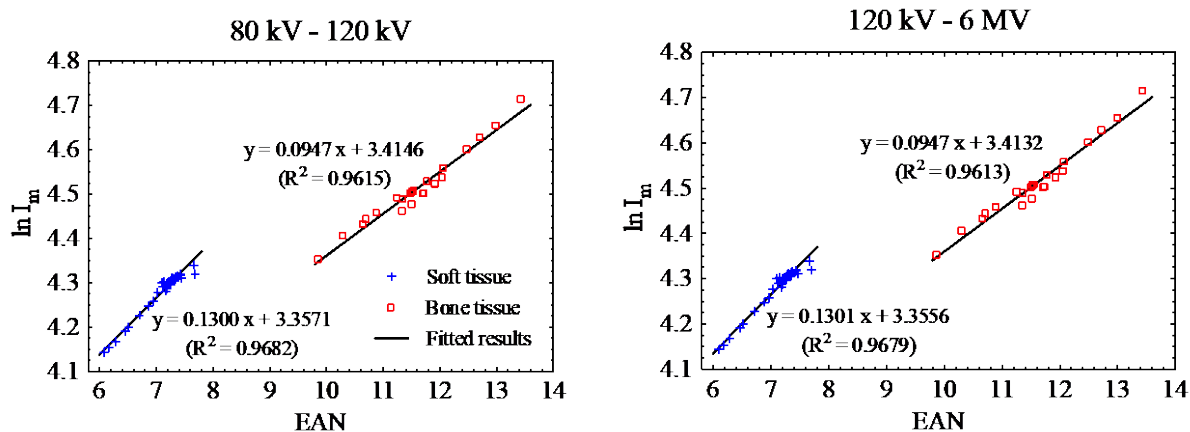


Fig. 3: Piecewise linear relationships between the EAN and $\ln I_m$ for soft tissues and bone tissues using 80kV-120kV and 120kV-6MV DECTs.

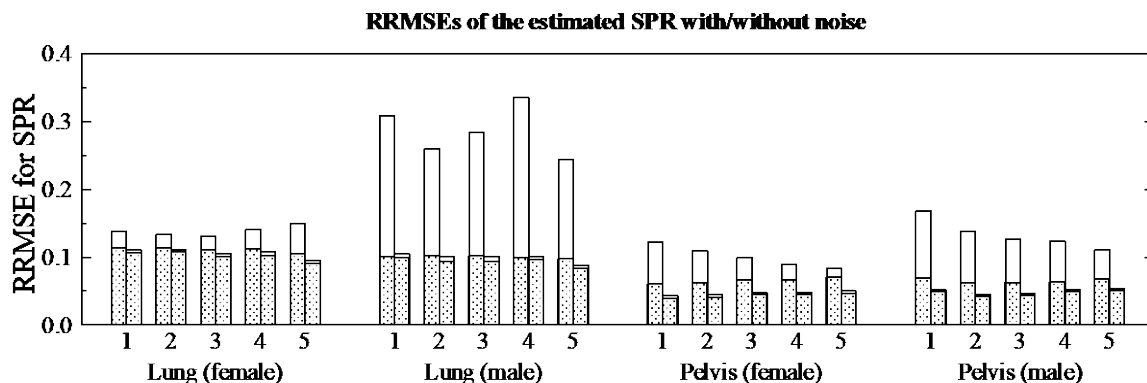


Fig. 4: RRMSEs of the estimated SPR for lung and pelvis images of ICRP110 human pahntoms; the numbers indicate the CT slices. The dark and light gray bars indicate the predictions of the 80kV - 120kV and 120kV - 6MV DECTs, respectively. The dotted bars represent the corresponding results without considering noise.

前節で示したことと同様に、本節で説明した人体ファントムを検証に用いたSPR推定の評価によって、初めて現実的なSPR推定精度の言及が可能となった。なお、ここではDECTのエネルギーギャップのみに着目した。SECTでは、1. CT-密度変換曲線を用いて密度画像に変換し、2. 人体組成データを用いた密度-SPR変換曲線によってSPRを求める2ステップ法で求めることができる。この1において前節でも述べたStoichiometric methodを適用することで高い精度で密度画像を生成することができるため、SPRの推定に関してDECTがSECTに対して優れていると言うことはできない。事実、SPRの推定において最も精度に影響を及ぼすのはEDRの推定誤差である(講演スライドで示す)。

4. Dual-energy CTの展望

本講演ではDECTを使用した密度分布および陽子線の阻止能に関する最新の知見を紹介した。ともにキャリブレーション用ファントムが人体組成に一致すること(できれば人体とキャリブレーション用ファントムのサイズも合わせる)が重要であり、それが出来ていればSECTでもDECTに匹敵する精度で推定できることを示した。ただしDECTは更に上記以外にも適用できる様々な可能性がある。物質分別はその例であろう。DECTでは仮想単色X線画像を近似的に生成することが可能であり、実際、再構成された単色X線画像は造影剤の物質分別などに利用されている。一方で、仮想単色X線画像を経由しなくとも物質分別自体は可能であり、図3で示したように、EANに対する区分線形関数によるフィッティングによって、軟組織と骨組織が綺麗に分類される。同様な分類を造影剤の主要元素(例えばヨードやガドリニウム)に基づいて行うことでCT値のみから行うよりも精度が高く造影剤マ

CT画像を得ることができる。物質分別に関して言えば、造影剤の有無に限らず、人体の構成元素に基づいた分別がより理想ではあるが、その研究も近年発展している。DECTを用いた元素推定法には大きく分けてProjection domain baseとImage domain baseがある。前者は異なるX線エネルギーで得られた投影画像（サイノグラム）から直接人体の元素分布を推定する方法であり、後者は異なるX線エネルギーそれぞれで独立に再構成したCT画像から元素分布を推定する方法である。Projectionから元素分布を再構成する方がより深い物理過程で異なるX線エネルギーの情報を組み合わせることができるため、より高い精度で元素分布を推定できそうであるが、Deep learningの応用によって最近ではImage domainの再構成も優れた結果¹⁵⁾を示し始めている。何れにしても、元素分布が得られることによって診断に対する有効な情報量が増え、がんなどの病気の存在診断・鑑別診断の向上に期待がかかる。放射線治療に目を移すと、元素分布によってモンテカルロ法による線量計算の精度が向上する。これまでも、モンテカルロ法によって線量分布を計算することはできているが、元素分布はCT値から閾値によって大雑把に与えられていたため、不確かさは多分に含まれている。DECTさらにはMulti-energy CTを用いた元素分布の推定は、CT値だけに基づく物質分別の不確かさを確実に減少させることができる。講演では、CT値に基づく元素推定の限界を示すとともに、上記のアプローチによる物質分別法を簡単に紹介したい。また元素情報に基づく線量計算の実現により、Dose-to-waterを基準とする線量はいよいよDose-to-matterとして評価できるようになる。おそらくその利益を最も受けるのは、重粒子線治療に見られる核破砕反応とそれにより発生した二次粒子生成シミュレーション、そしてそれに強く影響されるブラッグピーク後の線量分布と思われる。こうしたところへのDECTの応用研究も今後目を離せないところである。

参考文献

- 1) Alvarez RE and Macovski A.: Energy-selective reconstruction in X-ray computed tomography, *Phys. Med. Biol.* 21, 733-744, 1976.
- 2) Li K-W, Fujiwara D, Haga A, Liu H, Geng L-S.: Physical density estimations of single- and dual-energy CT using material-based forward projection algorithm: a simulation study, *Br J Radiol* 2021; 94: 20201236.
- 3) Sakata D, Haga A, Kida S, Imae T, Takenaka S, Nakagawa K.: Effective atomic number estimation using kv-mv dual-energy source in linac, *Phys Medica* 2017;39: 9-15.
- 4) Li K-W, Fujiwara D, Haga A, Liu H, Geng L-S.: kV-kV and kV-MV DECT based estimation of proton stopping power ratio – a simulation study, *Phys Medica* 2021;89: 182-192.
- 5) Menzel HG, Clement C, DeLuca P.: ICRP publication 110. "Realistic reference phantoms: an icrp/icru joint effort: A report of adult reference computational phantoms", *Annals of the ICRP*, 39(2):1, 2009.
- 6) Saito M. Potential of dual-energy subtraction for converting ct numbers to electron density based on a single linear relationship. *Med Phys* 2012;39(4):2021-30.
- 7) ICRU. Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement. International Commission on Radiation Units and Measurements, 1989.
- 8) White DR, Woodard HQ, Hammond SM. Average soft-tissue and bone models for use in radiation dosimetry. *Brit J Radiol* 1987;60(717):907-913.
- 9) Woodard HQ, White DR. The composition of body tissues. *Brit J Radiol* 1986;59(708):1209-1218.
- 10) Gray JA. Laws of X-ray absorption. *Proc R Soc Canada* 1927;21:179.
- 11) Klein O, Nishina Y. Über die streuung von strahlung durch freie elektronen nach der neuen relativistischen quantendynamik von dirac. *Z Phys* 1929;52(11-12): 853-68.
- 12) Heitler W. The quantum theory of radiation. Courier Corporation 1984.
- 13) Gomà C, Almeida IP, Verhaegen F. Revisiting the single-energy CT calibration for proton therapy treatment planning: a critical look at the stoichiometric method. *Phys Med Biol* 2018; 63: 235011.
- 14) Yang M, Virshup G, Clayton J, Zhu XR, Mohan R, Dong L. Does kv-mv dual-energy computed tomography have an advantage in determining proton stopping power ratios in patients? *Phys Med Biol* 2011;56(14):4499.
- 15) Chen, Z. and Li, L. (2019). Robust multimaterial decomposition of spectral CT using convolutional neural networks. *Optical Engineering*, 58(1), 013104.

演題名：Dual energy CTの最前線 -診断から治療まで-

所属：徳島大学大学院医歯薬学研究部

代表著者・連絡先：芳賀昭弘・haga@tokushima-u.ac.jp

謝辞：本資料を作成するにあたり、共同研究者であるKaiwen Li, Daiyu Fujiwara, Huisheng Liu, Li-Sheng Gengに深く感謝いたします。