

# 複合機 CT が PET・SPECT の画質と定量性に与える影響

国際医療福祉大学 三輪建太, 千葉大学医学部附属病院 村田泰輔

## はじめに

体内に分布した放射性同位元素から放出される放射線は、人体の様々な組織との相互作用によって減弱され検出器に到達する。核医学検査では体内から発生した放射線の減弱を考慮して測定・画像化する必要があり、特に定量値の算出には減弱補正が必須である。減弱補正は体内で減弱したカウントを上昇させるため画質と定量性を大幅に改善する。PET/CT や SPECT/CT など核医学複合機の普及により CT 画像を利用した核医学画像の減弱補正 (CTAC) が一般的となった。本稿では核医学複合機の CT が核医学画像の画質と定量性に与える影響について減弱補正の観点から概説する。

## 1. 複合機 CT の役割

核医学複合機の CT 画像は、CT 単独による CT 画像診断での利用、診断精度を向上させる画像の重ね合わせ (融合) としての利用、減弱補正のための透過型 CT としての利用、さらに PET/CT の model-based scatter correction (MBSC) 法や SPECT/CT の effective scatter source estimation (ESSE) 法など散乱 (線) 補正において散乱成分をシミュレートするために利用されている。いずれの核医学複合機においても、CT は減弱補正での役割が主である。核医学複合機の CT が核医学画像の画質と定量性に与える影響を考えるためには、CTAC の精度を議論する必要がある。CTAC では CT

画像の CT 値を放射線のエネルギーに対応した線減弱係数に変換した線減弱係数マップ (減弱マップ) を用いることで補正が行われる。よって正確な減弱マップを得ることが、減弱補正の精度に直結し、高い核医学画像の画質と定量性を担保する。

## 2. CT との不一致による影響

減弱補正の精度に影響を与える因子がいくつかある。一つは核医学画像と CT 画像の位置の精度である。心臓・肺・横隔膜付近の腹部臓器は呼吸性移動により、核医学画像と CT 画像が mismatches となり減弱補正の効果に誤差を生じる。心筋 SPECT において、SPECT 心筋部が CT から作成した減弱マップの肺野領域にはみ出すことで、肺野の線減弱係数で補正され、結果的に集積を過小評価することが知られている。特に、SPECT と CT との mismatches が 3pixels を超えて生じた場合、SPECT 画像の画質に影響を与える<sup>1)</sup>。また、PET/CT 検査において、吸気 CT 時での肝臓の下方への変位により、横隔膜付近の線減弱係数が肺野の値となり、結果的に自由呼吸下の PET 肝臓集積を過小評価することをしばしば経験する<sup>2)</sup>。PET/CT 検査の CT 撮影時の呼吸管理が重要であり、通常呼気時もしくは浅く緩慢な自由呼吸が推奨されている<sup>3)</sup>。呼吸性移動の影響を QC ソフトによる確認と手動による再調整により改善できるとの報告もある。

### 3. エネルギー変換精度による影響

他方、減弱補正の精度に影響を与える因子として、減弱マップを作成する際の精度が挙げられる。CT 画像で得られた CT 値から PET・SPECT で使用された対象核種の放出エネルギーに応じた線減弱係数に変換する精度である。変換テーブルや変換方式はメーカーや機種によって異なる。Bilinear 法, Segmentation 法, Hybrid 法などがあるが, Bilinear 法が広く臨床で用いられている。複合機 CT で用いる X 線は管電圧 120kVp で実効エネルギーが約 70keV であり, PET や SPECT で用いる  $\gamma$  線 ( $^{18}\text{F}$ , 511keV;  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ , 140keV など) と比べて低い。 $\gamma$  線と組織との相互作用は, 70keV 領域では光電効果が主となり, 核種から放出される  $\gamma$  線ではコンプトン効果の割合が大きくなる。光電効果では物質の密度だけでなく原子番号にも依存するため, CT では骨と軟部組織との補正係数の差は大きくなり, 低エネルギーの CT 値の直線関係が高原子番号の骨領域では過大評価される (Fig. 1) <sup>4)</sup>。これを改善するために, Bilinear 法では CT 値=0 を境界として直線の勾配を変化させ, 骨の減弱における過大評価を抑制する。したがって, CT 値と線減弱係数の変換テーブルは核種のエネルギーならびに X 線 CT の管電圧に応じて作成する必要がある (Fig. 2) <sup>5)</sup>。

### 4. CT 撮影条件による影響

CT 値の正確性や再現性が重要であり, CT 撮影条件が CT 値と線減弱係数に与える影響を装置ごとに把握する必要がある。基本的には, CT 画像は減弱マップを作成する際に核医学画像に合わせる

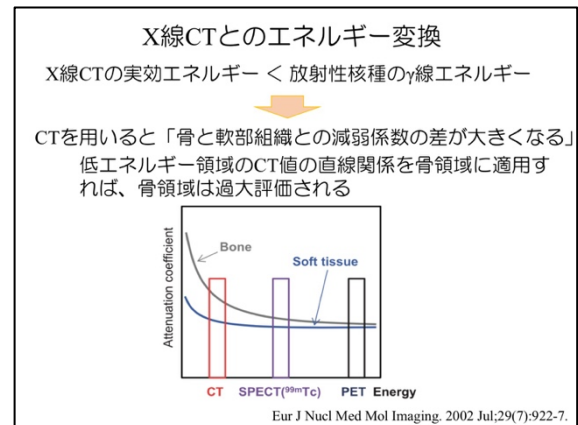


Fig. 1 エネルギー変換の問題点

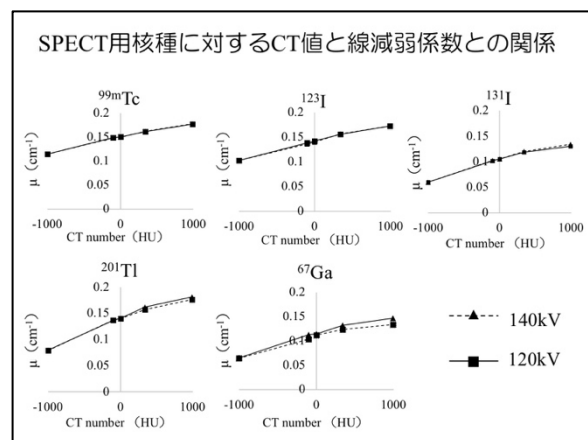


Fig. 2 核種ごとの CT 値と線減弱係数との関係

ために down-sampling や平滑化が施されるため, CT 画像の多少のノイズは減弱マップに影響を及ぼさない。よって, CT の管電流 (線量の多寡) は SPECT 画像の画質にほとんど影響を与えないことが知られている。Hulme らは, SPECT 画像のカウント (counts/pixel) に対する CT のノイズの影響は, 臨床的に使用可能な撮影条件下では無視できることを報告した <sup>6)</sup>。ただし, ビームハードニング効果の影響を考慮して, 低管電流で撮影する場合は管電圧を高く設定すべきと提言している。前述した通り, 低管電圧では光電効果の割合が増える。結果的

に高原子番号の物質(骨など)では CT 値が高く, 値も変動するが, 管電圧に応じて変換テーブルの勾配を変更することにより, PET 画像の画質に与える影響は小さくなる<sup>7)</sup>. しかし, 低い管電圧ほど, 骨領域の standardized uptake value (SUV) の誤差が大きくなるという報告もあるので, 骨を直接的に評価する <sup>18</sup>F-NaF PET 検査などでは低管電圧撮影は適さない<sup>8)</sup>. われわれは CT 撮影条件(管電流・管電圧)の違いによる定量値への影響を NEMA 胴体ファントム(骨等価溶液を含む)を用いて検証した. PET/CT, SPECT/CT 共に管電流・管電圧の影響をほとんど受けなかった (Figs. 3,4).

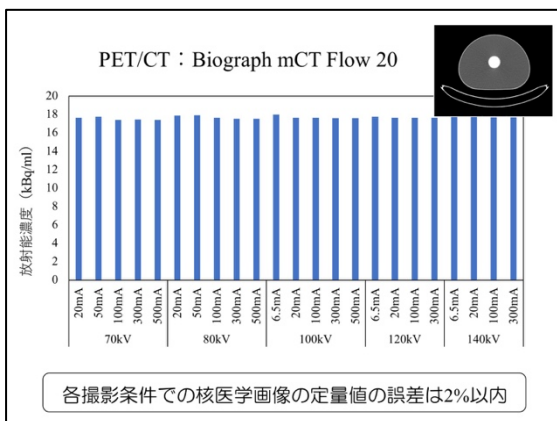


Fig. 3 撮影条件の PET/CT への影響

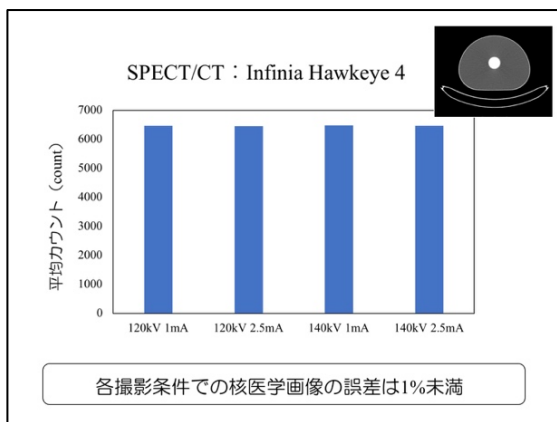


Fig. 4 撮影条件の SPECT/CT への影響

## 5. CT の高コントラスト部位による影響

造影剤や金属インプラントが含まれた CT 画像を用いた場合は減弱マップに影響を及ぼすことが懸念される. CT の X 線領域では金属や造影剤といった高原子番号の物質は光電効果による減弱が大きく, CT 画像上にアーチファクトを生じる. これらのアーチファクトは, 減弱マップに変換の際に, 減弱の過大評価につながり, PET 画像において過補正による偽陽性を生じて画像診断に影響を及ぼす可能性がある.

コンプトン効果が支配的な PET の高エネルギー領域では物質の密度のみに依存するので, 密度が同等のヨード造影剤と軟部組織の線減弱係数が同程度の値を示す. よって, 造影 CT を用いた減弱補正は, 造影剤密度の高い動脈相を避ければ適用可能と報告されている<sup>9)</sup>. 一方, CT 金属アーチファクトでは, dark streak アーチファクト領域は PET 定量値を過小評価して, bright streak アーチファクト領域は過大評価する<sup>10)</sup>. しかし, 最近, 核医学複合装置の CT に搭載された metal artifact reduction (MAR) を適用することにより (Fig. 5), CTAC の精度を向上し, PET 画像の画質のみならず定量値も改善することが報告された<sup>10)</sup>.

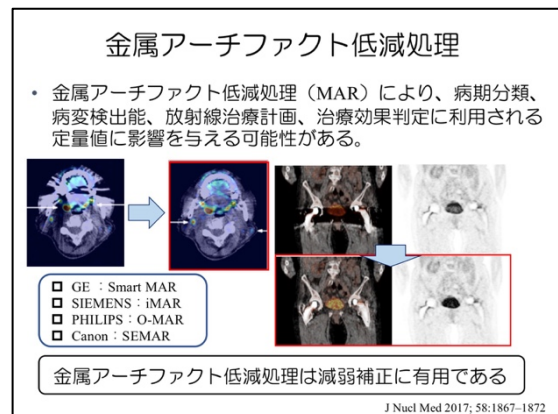


Fig. 5 MAR による PET 定量値の改善

## 6. おわりに

核医学複合機の CT の利用目的によっても CT 撮影条件が異なるために、減弱マップへの影響を考慮する必要がある。CT 画像を減弱補正目的のみで利用する場合は、被ばく低減の観点から低線量条件（低管電流または低管電圧）に設定することが一般的であるが、減弱マップに影響を及ぼさない撮影条件で撮影する必要がある。診断目的の CT 画像として利用する場合は、ノイズやビームハードニングなどによる CT 自身の画質劣化を防ぐためにも一定以上の撮影線量は必要である。その際に、極力撮影線量を低減するために、逐次近似法を用いた CT 画像再構成法を診断用 CT と減弱補正用 CT に適用するのも一案である。

## 参考文献

- 1) Plachcinska A, Wlodarczyk M, Drozd J, et al. Effect of CT misalignment on attenuation : corrected myocardial perfusion SPECT. Nucl Med Rev Cent East Eur. 2015; 18(2): 78-83.
- 2) Sureshbabu W, Mawlawi O. PET/CT imaging artifacts. J Nucl Med Technol. 2005; 33(3): 156-161.
- 3) Goerres GW, Kamel E, Heidelberg TN, et al. PET-CT image co-registration in the thorax: influence of respiration. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2002; 29(3): 351-360.
- 4) Burger C, Goerres G, Schoenes S, et al. PET attenuation coefficients from CT images: experimental evaluation of the transformation of CT into PET 511-keV attenuation coefficients. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2002; 29(7): 922-927.
- 5) Patton JA, Turkington TG. SPECT/CT physical principles and attenuation correction. J Nucl Med Technol. 2008; 36(1): 1-10.
- 6) Hulme KW, Kappadath SC. Implications of CT noise and artifacts for quantitative 99mTc SPECT/CT imaging. Med Phys. 2014; 41(4): 042502.
- 7) Reza Ay M, Zaidi H. Computed tomography-based attenuation correction in neurological positron emission tomography: evaluation of the effect of the X-ray tube voltage on quantitative analysis. Nucl Med Commun. 2006; 27(4): 339-346.
- 8) Abella M, Alessio AM, Mankoff DA, et al. Accuracy of CT-based attenuation correction in PET/CT bone imaging. Phys Med Biol. 2012; 57(9): 2477-2490.
- 9) Berthelsen AK, Holm S, Loft A, et al. PET/CT with intravenous contrast can be used for PET attenuation correction in cancer patients. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2005; 32(10): 1167-1175.
- 10) van der Vos CS, Arens AIJ, Hamill JJ, et al. Metal Artifact Reduction of CT Scans to Improve PET/CT. J Nucl Med. 2017; 58(11): 1867-1872.