36-158 SPECT 回転半径の違いが空間分解能補正に与える影響

○甲斐 勇二[1)]、松友 紀和[2)]、戸政 達之[1)]、楮原 研[1)]、三村 浩明[3)]
1）広島鉄道病院、2）倉敷中央病院 放射線センター、3）川崎医科大学附属病院 核医学診療部

【背景】核医学画像の画質低下の要因に、コリメータ開口径による空間分解能の低下がある。近年、画質を向上させる技術として空間分解能補正が広く利用されている。

【目的】本研究は、欠損サイズの異なるファントムを用いて、SPECT 回転半径の変化が空間分解能補正に与える影響を補正の有無で検討を行った。

【方法】使用装置とコリメータは、GE 社製 Infinia Hawkeye4、低エネルギー高分解能型（空中10［cm］における FWHM10［mm］）を使用した。ファントムは、タイセイメディカル社製の EMIT（the evaluation system of myocardial image based on technical grounds）ファントムを使用した。ファントムは、欠損サイズが広さ20［mm］、高さ30［mm］で、厚さを5段階（2.5、5.0、7.5、10.0［mm］）に変化したものを用いた。実験方法は、欠損サイズ の部分に $^{99m}TcO_4^-$ を0.12［MBq/mℓ］封入し、内腔は蒸留水で満たした。SPECT 回転半径は、20［cm］、25［cm］、30［cm］に変化させ、その他の条件は同一とした。空間分解能補正有［revolution of recovery：RR（＋）］の処理条件は、subset10、iteration 1から18まで段階的に変化させ、補正なしの条件［RR（−）］は、subset2、iteration10で両方とも post filter は使用していない。評価は、空間分解能補正の有無についてそれぞれ SPECT 回転半径及び欠損サイズ、iteration 回数の変化に対するコントラストを用いて行った。また画像解析ソフトは、核医学画像処理技術カンファレンスの prominence processor を用いた。

【結果】Fig.1は、空間分解能補正有無における異なる回転半径と欠損サイズについての結果である。コントラストは、RR（−）のとき回転半径が広くなると全ての欠損サイズでコントラストが大きく低下したが、RR（＋）では回転半径による影響が抑えられた。Fig.2は RR（＋）における iteration 回数と回転半径の変化について示す。iteration 数を増やすことで、一定値に近づいたが、欠損サイズ5.0［mm］以下では回転半径によって明らかな差が見られ、コントラストが低下した。

【考察】空間分解能補正は、補正なしと比較してコントラストが約1.6倍向上し、回転半径による影響を低減した。しかし空間分解能補正条件は、回転半径が広くなると iteration 数を増やす必要があった。今回の実験では pixel size10［mm］の場合、20［cm］＝iteration8、25［cm］＝iteration12、30［cm］＝iteration14の時、コントラストが一定値に近づいた。しかし7.5［mm］以下では iteration 数を増やしても、回転半径によりコントラストに差が見られ、十分な補正効果が得られなかった。これは欠損サイズが装置の分解能と比較して小さいため、空間分解能補正を用いた場合でも十分な補正が得られなかったことが原因であると考えられる。従って SPECT 回転半径の影響を抑えるためには、被写体に対して成るべくコリメータを近づけることで高いコントラストと補正効果が得られるが、幾何学的分解能以上の改善は得られない。

【結論】空間分解能補正無しの場合、SPECT 回転半径が広くなるとコントラストが低下したが、空間分解能補正を用いることにより改善した。また空間分解能補正を用いる場合には、回転半径に合わせて iteration 数を設定することが重要である。しかし、幾何学的分解能以下の欠損サイズでは、空間分解能補正を用いても SPECT 回転半径による影響が改善されなかったことを確認した。

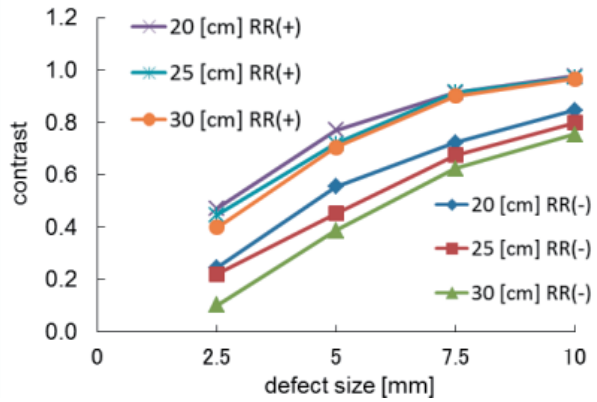


Fig.1 空間分解能補正有無について SPECT 回転半径と欠損サイズの変化に対するコントラストとの関係

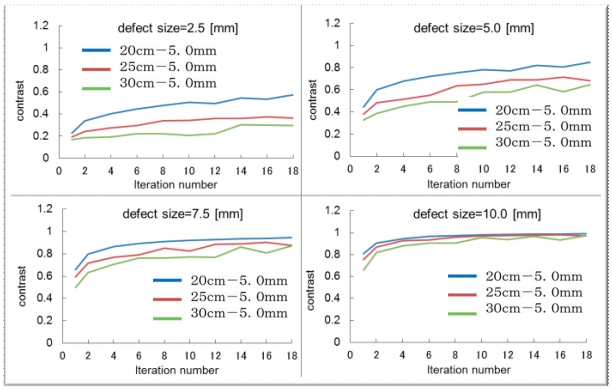


Fig.2 異なる欠損サイズについて SPECT 回転半径と iteration 数の変化に対するコントラストとの関係

36-159 脳血流 SPECT 検査のヒストグラム解析 ―画像再構成法の違い―

○矢田 伸広[1)]、山本 泰司[1)]、原元 益夫[1)]、小松 明夫[1)]、北垣 一[2)]
1）島根大学医学部附属病院 放射線部、2）島根大学医学部 放射線医学講座

【目的】画像再構成法と散乱線補正法（TEW 法）がカウント値及び定量値分布に及ぼす影響を評価した。
【方法】対象者は ^{123}I-IMP ARG 法を実施した健常ボランティア9名（53-72歳　平均65歳　男性：5名　女性：4名）。対象者と円柱ファントムの収集データから、FBP 法及び OSEM 法、TEW 法が有（TEW ＋）、無（TEW-）の定性及び定量画像を作成した。対象者の画像を解剖学的標準化後、vbSEE の Talairach Atlas Level2 をマスク像として、右前頭葉領域のヒストグラムを作成し、歪度と尖度から分布の評価をした。

使用装置は PRISM IRIX、前処理フィルタ：Butterworth（遮断周波数 = 0.64 cycle/cm, order = 8）、再構成フィルタ：Ramp フィルタ、吸収補正は Chang 法（線減弱係数：TEW- 0.07 cm^{-1}, TEW ＋ 0.10 cm^{-1}）である。また、コントロールとして $^{99m}TcO_4^-$ で封入した円柱ファントム（20 cm径）を使用した。

歪度と尖度は以下の式にて算出した。

$$歪度=\sum_{i=1}^{n}\left(\frac{x_i-\bar{x}}{s}\right)^3 \quad 尖度=\sum_{i=1}^{n}\left(\frac{x_i-\bar{x}}{s}\right)^4-3$$

ただし、n：データ数、$\bar{x}$：平均値、s：標準偏差。

本研究は島根大学病院倫理委員会の承認があり、対象者から書面にて同意を得て実施している。

【結果】
右前頭葉領域のヒストグラムと各画像処理条件での歪度と尖度を示す（Fig.1-4）。Fig.1, 2は頻度が最大である値を座標（0, 1）とした相対値、Fig.3, 4は歪度と尖度の平均値、標準偏差、標準誤差、多重比較検定の結果である。カウント値分布は全条件で低カウント値側へシフトした。定量値分布はカウント値分布と異なる分布を示した。ファントムでの歪度と尖度はほぼ0になるが、対象者のカウント値分布の歪度は -0.8～-1.0、尖度は0.8～1.3となり（Fig.3）、定量値分布の歪度は -0.3～-0.8、尖度は0.2～1.0となった（Fig.4）。

【考察】ファントムと対象者のカウント値分布を比較すると、後者は歪度と尖度が0にならず、局所脳血流量は一様でないといえる。対象者の分布は画像処理条件によらず低カウント値側へシフトしたが、TEW ＋で FBP 法、OSEM 法ともに歪度と尖度が0に近づいた。これは TEW 法により、主に低カウント値がカットされたことに起因する。Fig.3から、TEW 法の有無を統一すると歪度と尖度は同じとなり、画像再構成法の違いがカウント値分布へ及ぼす影響は小さい。Fig.4から TEW 法の有無で歪度と尖度に有意な差を認め、TEW 法の有無を統一した場合も画像再構成法が異なると歪度と尖度は変化した。これより、定量値分布は画像再構成法と TEW 法により変化することが示唆された。

【結語】定量値分布は画像再構成法と TEW 法により変化する。

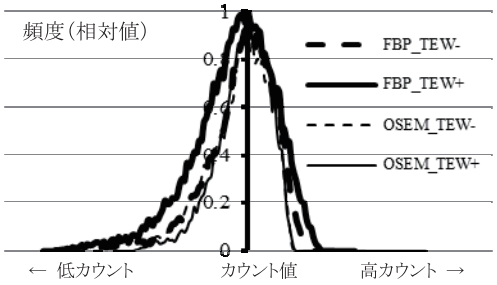


Fig.1　右前頭葉領域のカウント値分布

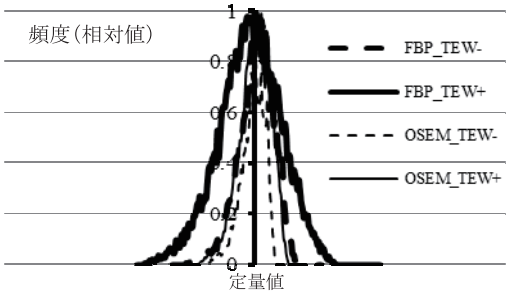


Fig.2　右前頭葉領域の定量値分布

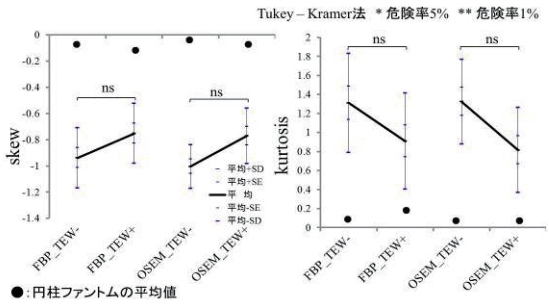


Fig.3　各画像処理条件における歪度と尖度の比較（Fig.1）

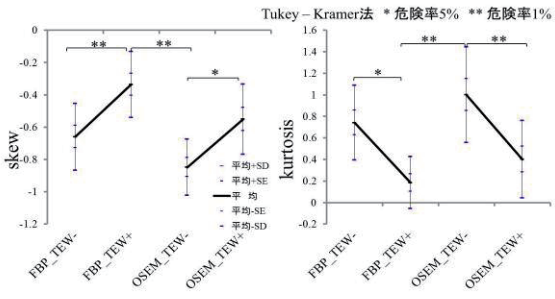


Fig.4　各画像処理条件における歪度と尖度の比較（Fig.2）

36-160 高集積部位と隣り合う高集積、低集積の領域の評価

○小橋 利美、山内 健太朗、中嶋 真大、見村 正章、永谷 伊佐雄、稲村 圭司
岡山大学病院 医療技術部 放射線部門

【背景】核医学画像には、高集積の影響で周囲の低集積部位、高集積部位が描出しにくくなっている場合がある。低集積部位の例として、センチネルリンパ節の描出には、はっきり描出（図1）、淡く描出（図2）、描出しない等さまざまなパターンがある。高集積部位の例として、131I　Ablation 後の治療効果判定に全身撮影を行っています（図3）。高集積部位の影響で周囲の情報が分離できない場合があります。

図1

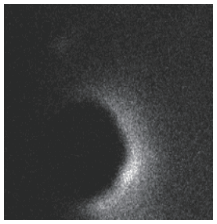


図2

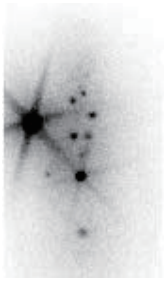


図3

【目的】核医学画像には、高集積部位の影響で周囲の低集積部位や高集積部位が描出しにくくなっている場合がある。今回、画像解析ソフト:SNLview を用いて、収集画像に周波数処理を施すことで低集積、高集積部位の画質改善ができるか検討を行った。

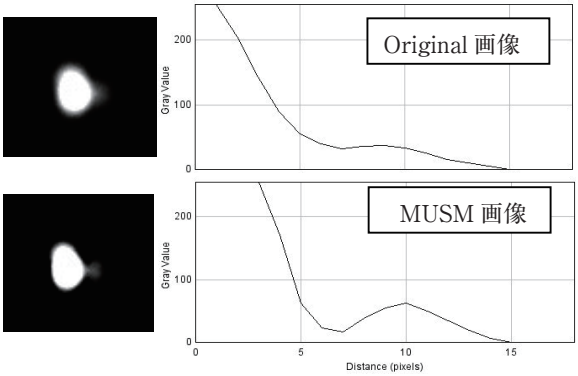
【使用機器等】
SIEMENS Symbia T-16
GE Healthcare DYSCAVERY NM/670
画像解析 SOFT：富士フィルム RI ファーマ
SNLview、DRIP
収集条件　Matrix：512 × 512

【SOFT の紹介】富士フィルム RI ファーマ株式会社と宮崎大学放射線科、放射線部の共同開発ソフトです。処理は、Original 画像から USM（アンシャープマスク）画像を作成し隣接の USM 画像の差分画像を作成する。複数の周波数（Multi Frequency）に対しての差分画像に強調係数 K を掛け原画像に加算して MUSM 画像を作成する。この K 値を変えると MUSM 画像が変化します。

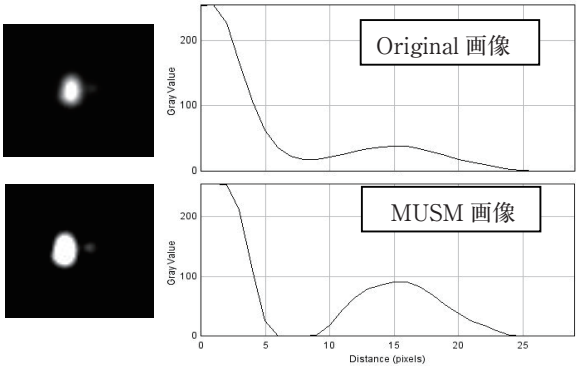
【方法】
1. 仮想注射部位から、10 ㎜離れた所に模擬リンパ節（5 ㎜ϕ）を置き、その activity を 20、30、40、50、60、80、120 μCi と変化させ画像収集をした。
2. 仮想注射部位から、5、10、15、20、40、80 ㎜離れた所で、模擬リンパ節（50 μCi）の画像収集をした。

【結果】富士フィルム RI ファーマ　画像解析 SOFT SNLview を用いて処理した結果、低コントラストの改善が確認できた（図4、5）。

1. 仮想注射部位から 10 ㎜の位置において、模擬リンパ節（5 ㎜ϕ）は、その activity が 40 μCi 以上あれば描出可能であった。　図4



2. 50 μCi の模擬リンパ節は、仮想注射部位から 10 ㎜以上離れれば分離可能だった。　図5



3. 131I　Ablation 後の画像については、コントラストの改善は確認できたが、高集積部の表示を検討しなければならない。（図6）

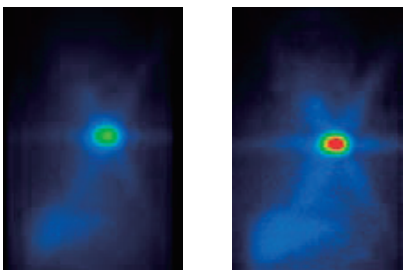


図6

【結語】富士フィルム RI ファーマ　画像解析 SOFT SNLview で画像処理をすると、低コントラスト分解能の改善がみられ、高集積部位の影響で観察しにくくなっていた周囲の低集積部位が見やすくなり、診断向上が期待できる。

131I　Ablation の画像については、MUSM 処理過程でのパラメータである強調係数 K 値の設定を検討しなければならない。

36-161 低線量 CT 減弱補正における CT 逐次近似画像再構成法の有用性

○松友 紀和[1)]、福永 正明[1)]、佐々木 二梅恵[1)]、渡辺 治夫[1)]、長木 昭男[1)]、松本 圭一[2)]
1）倉敷中央病院 放射線センター、2）京都医療科学大学 医療科学部放射線技術学科

【目的】CT 減弱補正（CTAC）では被ばくを考慮し、可能な限り低い線量で撮影が行われる。しかし、FBP 法を用いた CT 画像では線量を低くすることで CT 値に変化が生じ、減弱補正効果に影響を及ぼすことが指摘されている。近年、臨床使用が始まった CT 逐次近似画像再構成法（IR 法）は低線量でも高線量とおよそ同等の画像を得ることが可能であり、この技術を CTAC に応用することで更なる被ばく低減が可能になると予測される。そこで、FBP 法と IR 法を用いた場合の CT 値と線減弱係数を比較し、低線量 CTAC に対する有用性を評価した。

【方法】PET/CT 装置はシーメンス社製 Biograph mCT で、ファントムには蒸留水を満たした NEMA IEC Body Phantom（直径30 ㎝、40 ㎝）を用いた。管電流を 20 mA から 700 mA まで変化させてファントムを撮影し、FBP 法と IR 法を用いて画像再構成法を行った。IR 法には再構成画像に対して処理を行うイメージベース IR（IIR 法）と、サイノグラムと再構成画像に対して処理を行うサイノグラムベース IR（SIR 法）の2種類を使用した。評価は画像中央に設定した関心領域から CT 値と変動係数（%CV）を算出して行った。次いで自作プログラムを用いて CT 画像を線減弱係数マップ（μ マップ）に変換し、線減弱係数と変動係数、理論値（511keV：0.096 cm^{-1}）との誤差率について評価を行った。

【結果および考察】ファントム径30 ㎝（60-70kg 成人を想定）の場合、CT 値に大きな変化はみられなかったが、ファントム径40 ㎝（80-90 kg成人を想定）では、40 mA を境に CT 値が急激に低下した（Fig.1 上段）。また、この傾向は画像再構成法に依存することなく認められた。CT 画像に用いられる IR 法はアーチファクトやノイズ低減を目的としているため、線量低下に伴う CT 値の変化は改善できなかったと考える。一方、管電流の低下に伴う CT 値の変動は、ファントム径30、40 ㎝共に FBP 法で最も大きく、IIR 法、SIR 法の順に小さくなる傾向にあった（Fig.1 下段）。SIR 法はサイノグラムデータ上で装置に起因した幾何学的なアーチファクトを除外し、再構成画像上でノイズ除去を行う方法である。サイノグラムから処理を行う方法を用いることでアーチファクトやノイズの抑制を効果的に行えたため、CT 値の変動が少なかったと思われる。管電流低下に伴う線減弱係数の変化は FBP 法が最も大きく、IIR 法、SIR 法の順に緩やかになった。この傾向はファントム径が大きくなることでより顕著に認められた（Fig.2 上段）。また、線減弱係数の変動や理論値との誤差も SIR 法が最も小さく、FBP 法に比較しておよそ半分の管電流で同等の均一性が得られた（Fig.2 下段、Table1）。線減弱係数の変化や理論値との誤差が最小になった要因として SIR 法により CT 値の変動が抑制されたことが挙げられる。今回の検討から SIR 法を用いることで従来よりも低い管電流で安定した μ マップを得ることが可能であり、低線量 CTAC に対する IR 法の有用性は高いと考える。

【まとめ】低線量 CT 減弱補正に対する IR 法の有用性を CT 値と線減弱係数の変化から評価した。サイノグラムと再構成画像に対して処理を行う IR 法を用いることで従来よりも低い管電流で変動の少ない μ マップを得ることが可能であった。

Table1　理論値（511keV：0.096cm^{-1}）との誤差率

		Body Phantom(30cm)						Body Phantom(40cm)				
method	current [mA]	20	40	60	100	200		20	40	60	100	200
FBP	error	21.2	28.2	197	10.8	-6.3	error	309	54.0	34.6	28.2	11.9
IIR		29.3	19.8	14.8	8.7	-3.2		299	53.9	44.1	30.4	26.9
SIR		28.1	19.0	12.9	0	-8.1		250	29.1	17	13.1	2.9

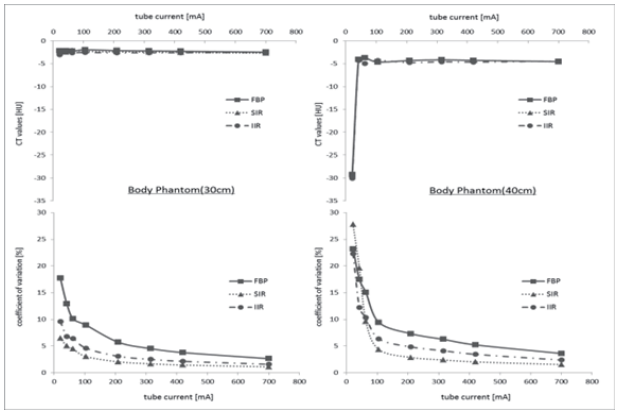


Fig.1　CT 値の変化　上段：CT 値　下段：変動係数

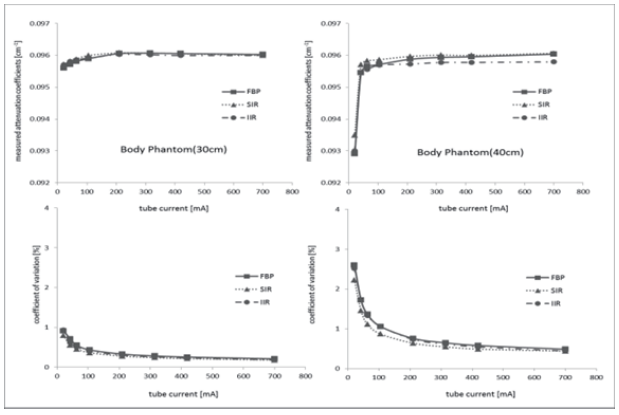


Fig.2　線減弱係数の変化　上段：線減弱係数　下段：変動係数