

“SPECT 3大補正を考える” -散乱線補正とコリメータ開口径補正-

座長 白河厚生総合病院 放射線科 小室 敦司 (Komuro Atsushi)

昨年に引き続き、核医学テクニカルミーティングではSPECT 3大補正をテーマとしました。去年はその1つであるCTを用いた減弱補正を行いました。定量性に優れ、診断能が向上する一方で従来の手法と比べ分布が変化し、脳解析ソフト(3D-SSP、eZIS)、ミスレジストレーションによる偽像、CT値に影響を及ぼす事象(ストリークアーチファクト)を理解して使用することが不可欠であることが分かりました。又、CTは診断できる程の画質は要求されず、SPECTの画質に合わせることで低線量でも補正精度に影響がないことが分かりました。

今回は散乱線補正について新潟大学医歯学総合病院の羽田野 政義氏に、コリメータ開口径補正について星総合病院の玉根 勇樹氏に演者をお願いしました。

散乱線補正では、現状調査からメリット・デメリットを報告していただきました。ガンマカメラ各社全てが推奨している訳ではなく、推奨している場合でも条件付であり、理由として散乱線補正を行うことによりコントラストや定量精度の改善が行えるが、散乱線はメインウィンドウに混入し^{99m}Tcで2~3割、²⁰¹Tlで4~5割に相当するのでその成分を推定し補正を行う。よって完璧な散乱線補正は存在しないこと。又、補正によりカウント低下による統計誤差が増加する恐れもあるとのことでした。

コリメータ開口径補正では、数種類のファントムを用いてその有用性を報告していただきました。コリメータの孔の形状と線源との距離により生じたボケを補正しますが、ファント

ムとガンマカメラの距離を変えて収集しカウント及びFWHM(半値幅)の変化を検討していただきました。線線源を用いた検討では補正ありとなしでは補正したFWHMの値が小さくなり改善がみられた。又、距離の最大と最小での比較では最小のFWHMで小さい値を示した。よって補正はあくまで補正でありできるだけ距離を近づけた方が分解能は良くなるとの報告でした。

現在、この3大補正が簡易的に処理できる装置が増えてきています。これからも新しい補正法が開発され核医学画像の弱点を克服していくと思われませんが、今回のテクニカルミーティングからは2つのことが言えます。1つは収集されたRawデータ、Reconデータを補正するということです。カウントが十分でなく、距離が離れていてボケが生じているデータに補正しても最良の画像はできないということです。収集時間や投与量等にもよりますが、まずは初心に戻り患者とカメラの距離をできるだけ近づけ感度・分解能を向上させる等、基本を忘れてはいけません。もう1つはそれぞれの補正法のメリット・デメリットが存在し、作成した画像が適正であるか?エラーは起きていないか?判断するのが私たち画像を作成する担当者の責任であります。2年間に渡り核医学テクニカルミーティングSPECT3大補正にご協力いただいた演者の方、そして、お忙しい中会場に参加して下さいました方に感謝を申し上げますと共に、今後みなさまの日常診療の一助となれば幸いです。

以下、各演者の抄録を掲載します。

— 散乱線補正 —

新潟大学医歯学総合病院 ○羽田野 政義 (Hatano Masayoshi)

【はじめに】

SPECT3大補正のなかの散乱線補正について、その現状・散乱線について・散乱線補正(特にTEW補正)について・散乱線補正効果などの文献等調査を行い、臨床画像・ファントム画像で(主に視覚的に)比較を行った。

【現状調査】

国家試験・教科書・参考文献などから散乱線補正・散乱線などの現状調査を行った。

【散乱線補正について】

大別して2つある。I) マルチウィンドウ法 DEW (Dual Energy Window), TEW (Triple Energy Window) 法… など。

II) コンボリューション法 CONV (Convolution Subtraction)、ESSE (Effective Source Scatter Estimation) 法… など¹⁾²⁾³⁾⁴⁾⁵⁾⁶⁾。実施される現状については以下のとおり。**脳血流**: 散乱線補正の場合、カウント低下による統計誤差の増加に注意、ペネトレーション散乱注意。**心筋**: 散乱補正は実施されないことが多い。**骨シンチ**: 一般的には実施しない。**Gaシンチ**: 散乱線補正のできる装置では必ず行う。部位、核種などで様々な使用状況の記載がある⁷⁾。画像処理推奨条件についても各社で様々である⁸⁾。

【散乱線とは】

散乱線について、1) エネルギー分解能の低い測定系で

Table 1 散乱補正についての各社処理推奨条件

	推奨条件	脳血流SPECT	心筋SPECT	ほか
A社	TEW法。	TEW 散乱線補正を適用する。減弱補正も併せて行う。	散乱補正なし/減弱補正なし。2 各種同時収集はTEW法。	⁶⁷ GaはTEW散乱補正, ^{99m} Tc-MDP&HMDP, ²⁰¹ Tlはなし。
B社	散乱補正推奨なし			
C社		適用しない/(楕円近似法)	標準では適用しない/外部線源による吸収補正時はDEWS法を適用する	骨腫瘍推奨・散乱補正なし
D社	定量性を向上させるために各種補正を行う。	MEW法散乱補正	MEW法散乱補正。減弱補正は使用しない。CTベースの吸収補正を使用。	MEW法散乱補正
E社		お薦め条件なし	²⁰¹ Tl, ^{99m} Tc製剤の場合,X線CT画像利用の吸収補正を行う場合,乱線補正(DEW法)	お薦め条件なし

あること、2) 人体内で γ 線との相互作用は弾性散乱のコンプトン散乱優位で発生していること、3) 高エネルギー γ 線ほど前方散乱(低エネほど横曲がり)すること、4) エネルギーが低いと散乱角が大でもエネルギー損失が少ない(大きく曲がった γ 線もウインド内に入る)ことが問題となり、画質劣化の原因となる。 γ 線と人体構成媒質との相互作用に起因(物理系要因)するもの、データ収集装置や検査方法に起因(計測系要因)によるもの、画像再構成の方法に起因(像再生系要因)するものなどが原因で像が劣化する。シンチレータと光電子増倍管(PMT)の検出機構については、蛍光の発生そのものがシンチレータ内結晶の不均一性や相互作用の影響を受ける。ゆらぎやエネルギー変換(γ 線 \rightarrow 蛍光、蛍光 \rightarrow 電流)によって信号は正規分布に似た広がりになり画質が劣化する。散乱線とは別に、カウントの低下も統計変動影響による画質劣化を起こす。これには平滑化で対処する。散乱線成分は^{99m}Tcで2~3割、²⁰¹Tlで4~5割程度といわれている。ゆえに心筋SPECT検査で得られたカウントの半分は光子が発生した位置の情報を持っていない。コン

トラストの低下は検出能の低下につながるため散乱線の除去が重要である⁹⁾¹⁰⁾。

【TEW(Triple Energy Window)法について】

メインウインドウ、上下サブウインドウの設定により、散乱線成分を台形近似で求める方法である。ピクセル毎補正、全核種複数ピーク対応(2核種同時収集クロストーク補正)、視野外散乱線補正が可能である。位置依存がなく、プライマリ成分除去もない。投影方向毎散乱線混入割合変化を考慮可能で投影データのみで推定可能で、処理が比較的簡単にできるなどメリットが多い¹¹⁾。

脳血流SPECTについてTEW散乱補正を行うことでの画像コントラストの改善、定量血流量の直線性・精度改善がみられるが、散乱補正によるカウント低下には補正なしで統計ノイズ低減を優先した処理も考えなければならない場合がある。心筋SPECTに関して、²⁰¹Tlで心内腔と心筋のコントラストは改善するが、下壁がより低値に補正され、カウントが30-40%低下する。減弱補正CTACの可能性についての言及があるものの散乱線補正へ言及はない¹²⁾。

【画像比較】

各社の散乱補正について、補正の有無での画像を供覧する(Fig.1~4)。

散乱線補正法は「散乱線を何らかの近似で推定する」ものであり、完璧な散乱線補正法は存在しない¹⁰⁾。核医学では多くの問題をすべて解決するには至っていない。臨床のデータ収集、処理装置にはこのようなすべての研究成果を実装し、自動的に行えるものは、いまだなく、これらの補正はユーザである診療放射線技師や医師に委ねられている。診療放射線技師に知識がないと医師に良質

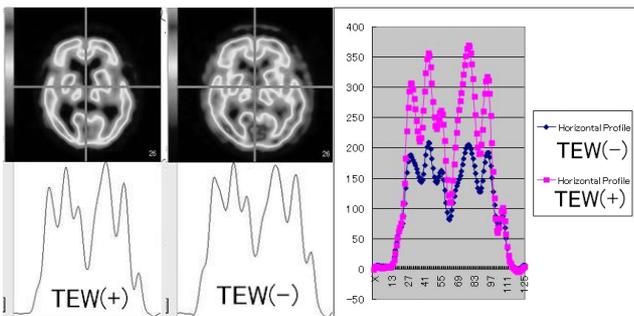


Fig.1 東芝TEW比較、臨床画像から散乱線補正の有無比較。 μ 値 0.14cm⁻¹、0.07cm⁻¹ での比較。

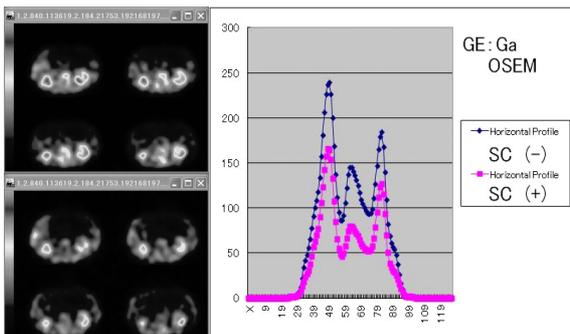


Fig.2 臨床画像 Ga から、散乱線補正有無比較。腎椎体を通るプロファイルカーブの比較、DEW法

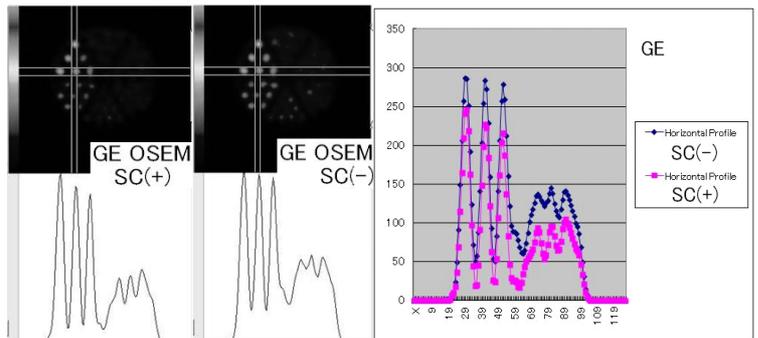


Fig.3 ファントム画像 ^{99m}Tc から、散乱線補正有無比較。プロファイルカーブの比較、DEW 法

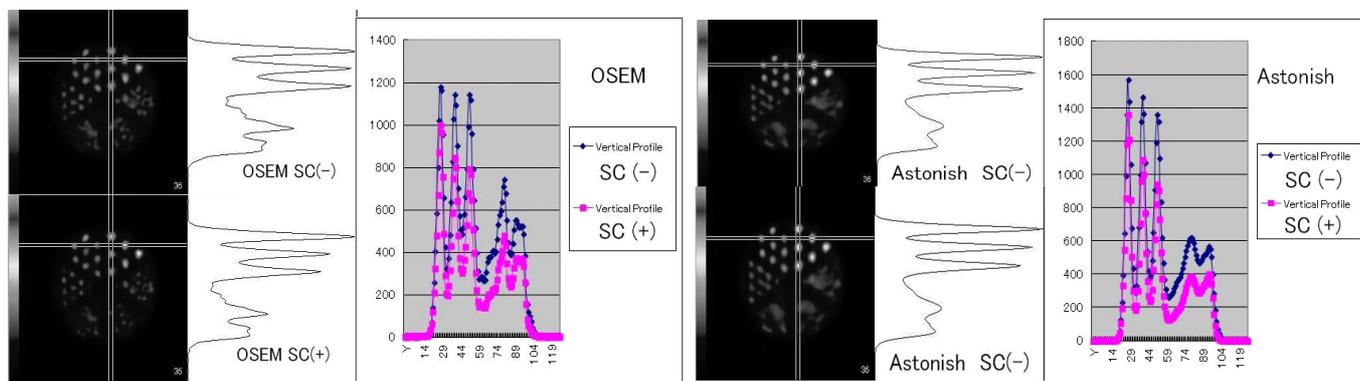


Fig.4 ファントム画像 ^{99m}Tc から、散乱線補正有無比較。プロファイルカーブの比較、ESSE 法

な診断画像を提供することもできず、また、医師も誤った診断を行ってしまう可能性がある¹¹⁾。SPECTはPETよりCTを使った補正が難しい。SPECTはPETより画質が劣る中で、取って 困難なCT補正をする意義を 臨床使用の立場から考えることが必要であるとの提案もある¹³⁾。

【まとめ】

カウント不足のプロジェクションによる補正は場合によって問題がある。近接の良質のプロジェクションを持ってきてこそ各補正法である。各補正は複雑であり、使用できるか否かは個々の場合でユーザの判断で行ってほしい。

【参考文献・図書】

- 1) SPECT画像技術の基礎:放射線医療技術叢書(19);日本放射線技術学会 核医学分科会,(2001)
- 2) 核医学における臨床技術:放射線医療技術叢書(23);日本放射線技術学会 核医学分科会,(2005)
- 3) 富口静二:SPECT/CT時代の新しい3次元画像再構成法(Astonish). MEDIX(48):25-30, 2008
- 4) 核医学画像処理 福喜多博義監修 日本核医学技術学会出版委員会,(2010)
- 5) 核医学技術総論 福喜多博義監修 日本核医学技術学会出版委員会,(2008)
- 6) 核医学を変える SPECT/CT 山下康行,富口静二,松田博史監修. ワイリーブラックウェル,(2008)
- 7) 臨床に役立つ基準画像の収集・処理・表示・出力のポイント. 核医学技術(28): 13-66, 2008
- 8) 機器メーカーに対する画像の収集・処理・表示・出力の標準化に関するアンケート調査報告. 核医学技術(25): 30-40, 2005,2008改・追加
- 9) 古嶋昭博: -卒後教育プログラム 基礎講座I- 核医学検査のための実験について.核医学技術(32): 53-63, 2012
- 10) 本村信篤: 散乱線補正法について -TEW法の評価を中心にして-(第41回核医学分科会 基礎講座).放射線技術学会 核医学分科会誌 (41): 6-24, 2000
- 11) 尾川浩一: SPECTにおける画質劣化とその補正. 映像情報Medical Vol.34 ,2002
- 12) -シンポジウム「核医学画像の標準化の道のり」-. 核医学技術(29): 130-138, 2009
- 13) 本村信篤: -シンポジウム SPECT/CT時代に向けた画像補正の中身- 1.画像再構成および散乱減弱補正の基礎 .核医学技術(32): 87-94, 2012

コリメータ開口径(分解能)補正

- GE 社 Evolution -

公益財団法人 星総合病院 放射線科 ○玉根 勇樹 (Tamane Yuuki) 続橋 順市

【はじめに】

近年、核医学画像処理で散乱線補正、減弱補正に加え、コリメータ開口径(分解能)補正を行うのが主流となっている。ガンマカメラでは光子の斜入を防ぐためにコリメータが使用されるが、コリメータの孔(開口)が有限であるために線源-検出器間距離に依存した分解能の劣化を引き起こす。コリメータ・検出器の応答(CDR)はコリメータと線源の距離が離れるほど点広がり関数(PSF)が広くなり、分解能が劣化する。コリメータ開口径(分解能)補正は、この分解能劣化を補正する方法である。今回は当院で使用しているGE社Evolutionのコリメータ開口径(分解能)補正の効果をファントムを用いて検討したので報告する。

【方法】

①線線源ファントム、②脳ファントム、③心肝ファントムを用いて被写体-コリメータ間距離が最小の場合、最大の場合と距離を変更し収集を行う。画像再構成をOSEM、Evolutionの両者で行い、コリメータ開口径(分解能)補正の効果を検討する。

①線線源ファントム: SPECT用性能管理ファントムJS-10型に^{99m}Tc溶液を封入した線線源(5本)を等間隔で横一列に配置し、周囲を水で満たす。視覚的評価、中心線源のCount (Total Count、Maximum Count、Minimum Count)、FWHMの評価を行う。また、FBPのFWHMと同等になるような再構成条件でOSEM、Evolutionで再構成を行い、FWHMの比較を行う。

②脳ファントム: IB-10ファントムに灰白質:白質=4:1となるように^{99m}Tc溶液を封入する。また、右灰白質部にDefectを配置する。視覚的評価(Defectの有無)、Defect部のProfile Curve(X方向、Y方向)、Average Count比(灰白質:白質)の評価を行う。

③心肝ファントム: RH-II型ファントムに^{99m}Tc溶液を封入する。また、下壁部にDefectを配置する。視覚的評価(Defectの有無)、Defect部のProfile Curveの評価を行う。

②脳ファントム、③心肝ファントムのDefect部のProfile Curveは距離最小画像で作成するが、OSEMとEvolutionでは処理後のCountが大きく異なるため、各々Maximum Countで正規化し比較を行う。また、②脳ファントムのAverage Count比(灰白質:白質)は距離最小画像でROIを灰白質と白質に配置し計測を行う。

【使用機器等】

SPECT-CT装置: Infinia Hawkeye 4(GE社)、画像処理装置: Xeleris 3(GE社)、画像解析: DRIP(富士フイルムRIファーマ社)

使用ファントム: SPECT用性能管理ファントム JS-10型、脳ファントム IB-10、心肝ファントム RH-II型

【収集・再構成条件】

①線線源ファントム

使用コリメータ: LEHR、使用核種: ^{99m}Tc、放射能濃度: 約111MBq、マトリクス: 128×128、拡大率: 1.5倍
ピクセルサイズ: 2.95mm、Step&Shoot収集 3° step 360°
収集 × 2rotation (240sampling)、収集時間: 20sec/projection

再構成条件: OSEM、Evolution (Subset10、Iteration2~24)
CTAC(+), SC(+), Post Filter OFF
FBPのFWHMと同等な再構成条件: Subset10、Iteration6
CTAC(+), SC(+), Post Filter OFF

②脳ファントム

使用コリメータ: LEHR、使用核種: ^{99m}Tc、放射能濃度: 総量約40MBq(放射能比 灰白質:白質=4:1)、マトリクス: 128×128

拡大率: 1.5倍、ピクセルサイズ: 2.95mm、Step&Shoot収集 3° step 360° 収集×2rotation(240sampling)

収集時間: 10sec/projection、再構成条件: OSEM、Evolution (Subset10、Iteration24) CTAC(+), SC(+), Post Filter BW 0.45

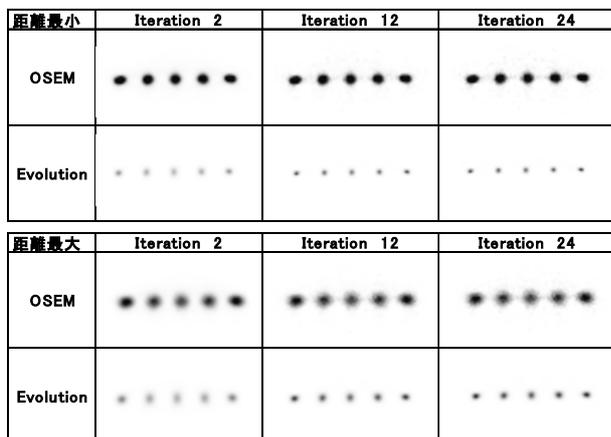


Fig.1 線線源ファントム像

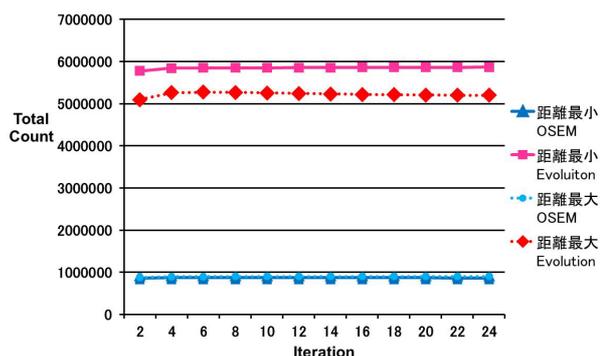


Fig.2 Total Count の変化

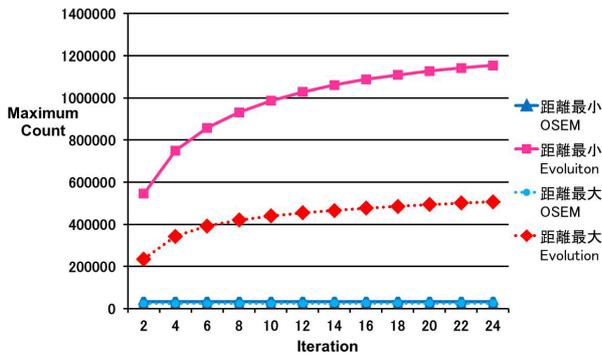


Fig.3 Maximum Count の変化

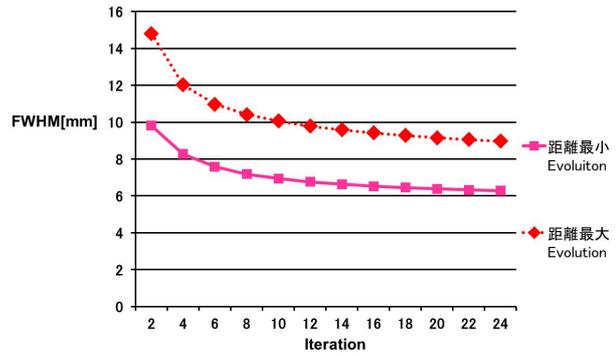


Fig.4 Evolution での FWHM の変化

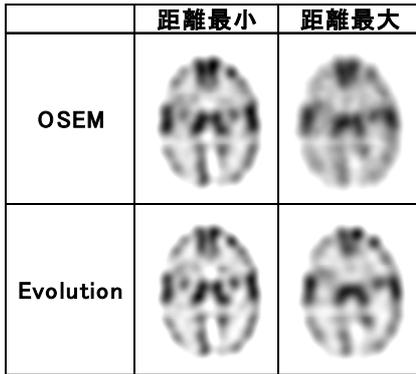


Fig.5 脳ファントム画像

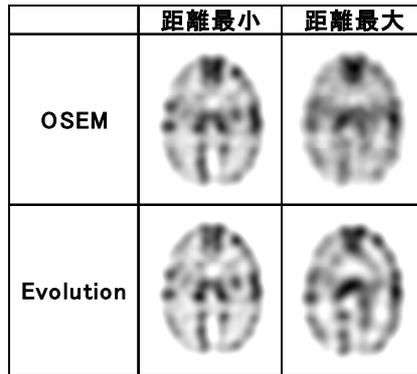


Fig.6 脳ファントム画像 (Defect 有り)

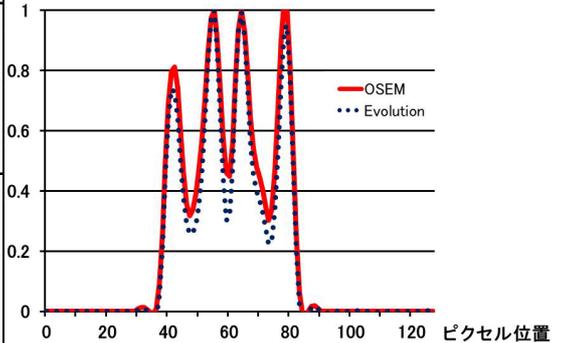


Fig.7 Defect 部の Profile Curve (X 方向)

③心肝ファントム

使用コリメータ: LEHR、使用核種: ^{99m}Tc 、放射能濃度: 約 20MBq、マトリクス: 64×64 、拡大率: 1.33倍
 ピクセルサイズ: 6.65mm、H型 Step & Shoot 収集 (Body Contour無し) 5° step 360° 収集 (72sampling)
 収集時間: 20sec/projection、再構成条件: OSEM、Evolution (Subset10、Iteration12) CTAC(+), SC(+), Post Filter BW 0.45

【結果】

①線源ファントム

Fig.1に線源ファントム像、Fig.2にTotal Countの変化、Fig.3にMaximum Countの変化、Fig.4にEvolutionでのFWHMの変化を示す。視覚的評価では、距離最小、距離最大ともOSEMと比較しEvolutionで画像が大きく改善した。Evolutionでは、Iterationの値を大きくするとTotal Countは一定のままMaximum Countは増加し収束した。一方、Minimum Countは減少し収束する傾向を示した。FWHMはIterationの値を大きくすると著明に小さくなり、収束する傾向を示した。FBPのFWHMと同等な再構成条件 (Subset10、Iteration6) でのFWHMの比較では、距離最小でOSEM 12.69mm、Evolution 7.59mm、距離最大でOSEM 15.26mm、Evolution 10.98mmとEvolutionで大きな改善が見られた。

②脳ファントム

Fig.5に脳ファントム画像、Fig.6に脳ファントム画像 (Defect有り)、Fig.7にDefect部のProfile Curve (X方向)を示す。Defect部のProfile Curveでは、X方向では脳の深

部にあたる箇所でEvolutionの方のCountの落ち込みが大きくなり、OSEMとの著明な差が見られた。一方、Y方向では差はほとんど見られなかった。Average Count比 (灰白質: 白質) の算出ではOSEMでは3.74:1であったのに対し、Evolutionでは4.00:1に改善が見られた。

③心肝ファントム

Fig.8に心肝ファントム画像、Fig.9に心肝ファントム画像 (Defect有り)、Fig.10にDefect部のProfile Curveを示す。Defect部のProfile Curveでは、Defectの心尖部寄りで著明な差が見られた。

【考察】

①線源ファントム

被写体-コリメータ間距離を離して収集を行っても、Evolutionを使用すると分解能が改善する。しかしながら、FWHMでの分解能評価では、被写体-コリメータ間距離が小さい方が分解能が良いのは明らかである。EvolutionではIterationの値を大きくすることで、ばらけていたCount分布が本来のCount分布に収束すると考えられる。同様に、Iterationの値を大きくすることでFWHMも収束し、分解能の良い画像となる。今回の検討ではSubsetを10に固定しIterationを変化させたが、実際の臨床ではSubsetの値も任意に設定が可能である。SubsetとIterationの組み合わせによる画質の変化を検討するのが今後の課題である。

②脳ファントム

OSEMと比較し、Evolutionでは全体的にCountが高くなり、脳の深部である基底核の分解能が上がっている。また、脳室の抜けも良い。右灰白質にDefectを配置したが、距

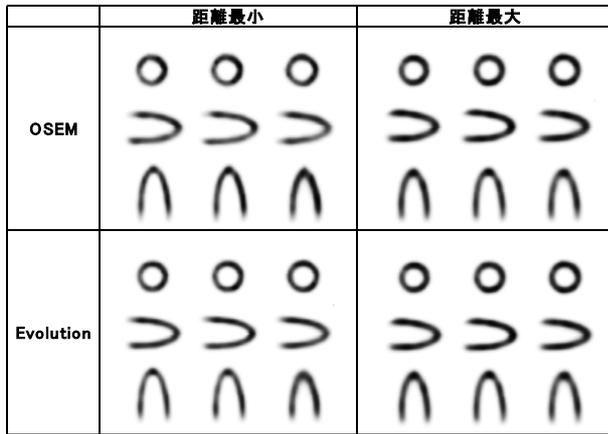


Fig.8 心肝ファントム画像

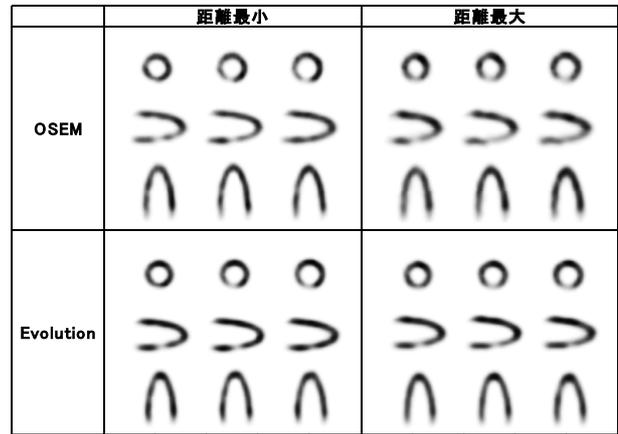


Fig.9 心肝ファントム画像(Defect 有り)

離最小画像の視覚的評価ではOSEM、Evolutionで大きな違いは見られなかった。また、Defect部を含むProfile Curveでは、X方向では脳の深部にあたる箇所では著大な差が見られたが、Y方向では差はほとんど見られなかった。Defectを配置した灰白質部は、脳の中でも浅部にあたり、比較的コリメータとの距離が近いコリメータ開口径(分解能)補正の効果が小さい箇所であると考えられる。それに対して、脳の深部である基底核部分では補正の効果が大きく、視覚的にも、Profile Curveでも差が見られたと考える。

③心肝ファントム

OSEMと比較し、Evolutionでは心筋壁厚が薄く、均一に描出され、心腔の抜けも良い。下壁にDefectを配置したが、OSEMではDefectの心尖部寄りに集積下部位が生じているが、Evolutionではコントラスト良くDefectが描出されている。Defect部を含むProfile Curveでは、Defect部にあたる落ち込みはEvolutionの方が大きく、また、OSEMに見られた集積低下部位では著大な差が見られた。心筋の中でも下壁はコリメータとの距離が大きいため、コリメータ開口径(分解能)補正の効果は大きいと考えられる。

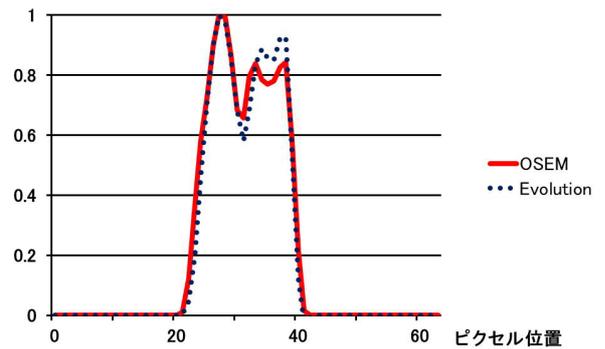


Fig.10 Defect 部の Profile Curve

【まとめ】

コリメータ開口径(分解能)補正を行うことにより、より分解能の良い鮮明な画像を得ることができる。しかしながら、被写体-コリメータ間距離が小さい方がより分解能の高い画像を得ることができる。そのため、コリメータ開口径(分解能)補正に依存せず、まずは、可能な限り検出器を被写体に近づけ収集を行うことが大切である。