

第 14 回夏季学術大会・核医学研究会プログラム

日時 平成 25 年 7 月 7 日 (日) 10:00~15:00

会場 岡山大学病院保健学科 301 号講義室

テーマ 1 : 「SPECT の新しい技術について-心臓 SPECT 検査を中心に-

テーマ 2 : 「これから PET 検査を始める施設のために」

【午前の部】 10:00~11:45

座長 松江赤十字病院 陰山真吾

香川大学医学部附属病院 前田幸人

1. 10:00~10:45

「SPECT 分解能補正についての検討」-多施設共同研究- 第四報

香川大学医学部附属病院 前田幸人 先生

2. 10:55~11:45

「多焦点型ファンビームコリメータを使用した心筋 SPECT 検査について」

県立広島病院 見田秀次 先生

【午後の部】 13:00~15:00

座長 倉敷中央病院 長木昭男

香川大学医学部附属病院 前田幸人

3. 13:00~13:50

「心臓専用半導体 SPECT 装置について- アンガー型 SPECT 装置との比較 -」

愛媛大学医学部附属病院 石村隼人 先生

4. 14:00~15:00

「PET 検査の開始前に必要な画像評価」

岡山旭東病院 杉野修一 先生

前田幸人

はじめに

近年、コリメータ開口径幅やコリメータ線源間距離による分解能劣化の補正を Ordered subset expectation maximization (OSEM) 法に組み込んだ single photon emission computed tomography (SPECT) 画像が臨床において使用されている。既に先行の研究では、異なる装置において、シミュレーションファントムによる SPECT 分解能補正画像についての報告がされている。

今回我々は、3 種類の装置を用い NEMA ボディファントムを用いた実験を行った。画像評価は、37mm 径インサート球のプロファイルカーブ、各インサート球における SPECT カウント、17mm 径インサート球の FWHM、アスペクト比 (aspect ratio: ASR)、リカバリ係数 (Recovery Coefficient: RC)、画像コントラスト、変動係数 (Coefficient Variation: %CV) について行った。

方法

今回検討を行った SPECT/CT 装置は、SymbiaT16 (SIEMENS)、BrightViewX with XCT、Infinia Hawkeye4 である。核種は  $^{99m}\text{TcO}^4$ 、コリメータは低エネルギー型高分解能を使用した。撮像は、SPECT 回転半径を 25、30、35cm と変化させた。収集条件は、収集マトリクスサイズを 128×128、収集角度を 1 ステップ 3 度で、360 度収集を行った。実験は、ボディファントムのバックグラウンド領域に水を満たした実験 (実験①) と、バックグラウンド領域とインサート球の放射能濃度比が 4 : 1 となるようにファントムを作成した実験 (実験②) の 2 種類について行った。

画像再構成は、Filtered Back Projection (FBP) 法、OSEM 法、分解能補正組込 OSEM 法 (Flash3D、

以下は上記の主な内容

Astonish、Evolution) について行った。今回の検討においては Subset を 10 に固定し、Iteration を 1~30 まで変化させた。

実験①については、散乱補正、減弱補正は行っていない。実験②については、散乱補正 (dual Energy windows:DEW)、CT を用いた減弱補正を行っている。

### 結果・考察

分解能組込 OSEM 法では、辺縁が強調されるアーチファクトが生じた。これはシミュレーションファントムの結果でも同様の報告がされており、ギブス現象によるものと考えられた。この影響は Iteration 数が増加すると強くなった。分解能補正組込 OSEM 法では Iteration 数によっては 17mm 球や 22mm 球のカウントが、37mm 球と比較し高いカウントとなる現象が生じた。従来、被写体が小さくなると部分容積効果により大きな被写体のカウントより小さくなることが知られている。これらは分解能補正により過補正となっていることが考えられ、その原因は先行の報告にもあるようにギブス現象だと考える。このカウントの過補正は、実験①で強く生じており、インサート球とバックグラウンドのコントラストが大きい場合に顕著に生じることが考えられた。

コントラストは、37mm 球では分解能組込 OSEM 法と OSEM 法の差は無かったが、回転半径 35cm の 28・22mm 球では、OSEM 法と比較し、高値を示した。17mm 球では、Iteration 数に伴い改善したが、回転半径が大きくなると補正効果は小さくなった。分解能組込 OSEM 法は OSEM 法より高いコントラストが得られると考えられるが、集積が少なく回転半径が大きい場合には、その効果は小さい。

FWHM は、FBP 法、OSEM 法と比較し小さい値となり、分解能補正の効果を確認した。しかし、真の球径である 17mm より小さな値となり、この点につ

いては議論が残される。ASR は、Iteration 数が大きくなるほど高値を示した。Subset×Iteration 数 30~100 で 1 となった。%CV は、OSEM 法と比較し、SI 数による値の上昇が小さかった。SI 数を増やしても均一性の劣化は小さい。

### 結論

分解能補正組込 OSEM 法を用いた SPECT 画像は分解能が改善され、コントラスト、均一性も良い画像が得られる。しかし、小さな集積で回転半径が大きくなると、その補正効果にも限界がある。また陽性像と周辺領域とのコントラスト差によっては、陽性像の周辺強調アーチファクトや集積の過補正が生じる可能性がある。Iteration 数を増やせば、小さな集積のカウント補正効果が認められるが、アーチファクト、カウントの過補正、画像歪みの原因となる可能性がある。

## 多焦点ファンビームコリメータ使用心筋血流 SPECT (IQ・SPECT) 検査について

県立広島病院 放射線診断科 見田秀次

新しい技術として注目されている IQ・SPECT を使用した心筋血流検査についてシステムと主にファントムで検証された特徴を従来法と比較しながら示しました。

IQ・SPECT は心臓検査用に開発された多焦点ファンビームコリメータ、被験者が動くことなく心臓を中心にした円軌道収集、専用の再構成法の 3 つを合わせたシステムである。

多焦点ファンビームコリメータは、視野中心部分は 55cm の焦点距離、視野辺縁部で焦点距離が無制限の多焦点コリメータである。また 28cm の距離に 225cm<sup>2</sup> の sweet spot があるのでこの部分に心臓が入るように収集する。最初に sweet spot に心臓が入るよう設定すると心臓を中心円軌道する

ように回転軸が移動する

再構成法は OSCGM という専用の再構成法を使用している。まだ不明な点も多いのですが、ファンビーム収集した画像をダイレクトに再構成しているらしい。勿論、CTAC や コリメータ開口補正、散乱補正 (TEW) を組み込んだ再構成法です。感度が LEHR コリメータと比較して約 4 倍。収集角度は L 型 76 度の 208 度収集で  $^{99m}\text{Tc}$  製剤を使用した場合収集時間は 4.25 分程度です。

ファントム収集での特徴ですが、その最大の特徴として収集時間が変化しても放射エネルギーに応じてカウントが一定となるカウント補正のようなものが組み込まれています。従ってファントム実験などを行う場合は減衰補正してもカウントは増えないので注意が必要となります。また再構成の際には分布 (心臓、肺、肝臓、脊椎) が重要なファクターになっていることが幾つかの実験から予測できたがあくまで予測でしかない。

肝臓の影響については明らかに従来法に比べ影響が少なかった。 $^{99m}\text{Tc}$  製剤を使用した心筋血流 SPECT においては有用と考える。体動の影響については、sweet spot から外れた場合、再構成後形状はほぼ再現性があるが濃度分布に変化が起きた。また upward creep に対しては 1 ピクセルの動きから画像に影響が出た。収集時間が短いことを考えると再収集が最善と考える。

IQ・SPECT を使用した心筋血流検査は収集時間が従来法に比べ 2 分の 1 から 3 分の 1 に短縮が可能です。両手を挙上した姿勢で 20 分程度かかっていた従来法に比べ患者負担が軽減できます。また画像の高分解能化、心電同期の多分割化による画質向上も見込まれる。収集時間が同程度の場合、投与量が減少でき患者の被曝低減も可能と考えられる。しかしこのシステムにはまだ不明な点や従来法との違いなど明らかにしていかなければいけ

ない部分も多く使用する側の努力も必要です。

## 心臓専用半導体 SPECT 装置について

### - アンガー型 SPECT 装置との比較 -

#### 愛媛大学医学部附属病院診療支援部

#### 診療放射線技術部門 石村 隼人

平成 24 年 4 月より、GE 社製の SPECT 装置であるアンガー型 SPECT 装置の Infinia3 と、CZT 半導体検出器を用いた心臓専用半導体 SPECT 装置の Discovery NM 530c (以降 D530c とする) が当院に導入された。D530c は特有の SPECT 収集方法を有しており、Infinia3 との相違点を、CZT 半導体検出器の特徴、収集方法などの技術的な要点と、臨床症例における利点や問題点に関する工夫、今後の心臓核医学検査への新たな検討も含めて報告する。

アンガー博士が、1957 年ごろにアンガー型シンチレーションカメラを発表して約半世紀となる。これまでに、検出器を回転させ SPECT 収集を行い、検出器の数を増加させ、外部線源や X-CT 装置などを用いて吸収補正など行い進歩を遂げてきた。しかしながら、検出器自体の進化は構造的には大きく変化が無かった。CZT 半導体検出器は、テルル化亜鉛カドミウム (Cd, Zn, Te) から出来ており、この素材を用いることにより半導体検出器の問題点であった常温にて使用 (18~27°Cにて使用推奨: GE 社) することが可能であり、計数率特性が良く、小型軽量化を実現出来た。1 ピクセルあたりが、2.46 [mm]となっている。Infinia3 と比較すると、1 個のガンマ線から生じる情報キャリアが多いためエネルギー分解能が良く (約 2 倍)、ガンマ線を直接電気信号に変えるため損失が少なくなるため感度が良く (約 3~4 倍)、複数本の光電子増倍管による位置計算が必要ないため小型化 (約 10 分の 1) できるためマルチディテクターが

可能となった。D530c では、タングステン製のマルチピンホールコリメータを用いて、CZT 半導体検出器を半リング状に並んでおり回転すること無く、各方向からのプロジェクションデータを同時収集する。それらにおいて得られたプロジェクションデータを用いて、3D 逐次近似再構成法 (3-D iterative Bayesian reconstruction algorithm) を使用して SPECT 画像を得ることが出来る。これらの技術を組み合わせて AlcyoneTechnology と呼ぶ。

D530c の特徴として、リストモード収集にてリストデータを得ることが出来る。Lister ソフトウェア (Xeleris 画像処理装置に付属) にて、検査終了後に何度でも収集時間の変更、エネルギーウインドウの変更、R-R インターバルの変更などの設定変更を行うことが出来るようになり、研究や臨床において収集時間などの検討に非常に便利である。

Infinia3 と D530c との SPECT 画像は、感度や分解能などの違いから画質が変化することを想定して、性能評価も含めて使用初期に検討を行った。

(社) 日本画像医療システム工業会規格や NEMA 規格に沿って性能評価を行うことを目標としたが非常に困難であった。そのため、GE 社と協力し、同じ性能評価ファントム (自作ファントムを含む) を SPECT 収集し、装置間の違いを比較した。再構成方法は、随時最適なものを使用しているが、なるべく臨床条件に即したものとした。均一性の評価を行うため、直径が、16・12・8 [cm] のプールファントムを SPECT 収集して比較した。<sup>99m</sup>Tc 核種を封入 (296 [MBq/ml]) して収集を行った。16 [cm] にてトランケーションアーチファクトが生じた。また、全ての画像において、検出器から遠い下側にカウント低下の変化が見られた。トランケーションアーチファクトが見られたのは有効視野内に

ファントムを設置出来なかったため起こった。ファントム下側のカウント低下に関しては、再構成方法の特有の現象ではないかと推察した。空間分解能の評価を行うため、ラインソースファントム (JSP 型：京都科学社製) を用いた。ラインソースはライン同士の感覚を、7.5 [cm] として、3本のラインをそれぞれ L 字型に配置した。散乱体として水を用いたものと空気と 2 種類準備して収集した。FWHM (full width at half-maximum) は、散乱体ありの場合の平均値が、Infinia3 で 15.79 となり、D530c で 5.18 となった。D530c のエネルギースペクトルを測定した。核種は、<sup>99m</sup>Tc と <sup>123</sup>I を用いた。シリンジ 2 本に核種をそれぞれ封入し散乱体として水を使用して実測のエネルギースペクトルを測定した。Infinia3 と比較してエネルギー分解能が良い結果が得られた。

D530c において Infinia3 と比較して高感度・高分解能・高エネルギー分解能である SPECT 装置である。これらは、臨床において様々な利点を生むことになる。まずは、エネルギー分解能が良いために <sup>99m</sup>Tc と <sup>123</sup>I 核種での二核種同時収集が容易に行うことが出来るようになった。高感度・高分解能であるため、SPECT 収集でのダイナミック収集が可能となった。心筋のボリュームを持った SPECT データが得られることにより心筋血流量検査は更なる進化を遂げることが出来るかと推察される。また、装置の特徴を生かせる検査として、低投与量または短時間収集が可能となっている。海外の報告によると、D530c において当院の検査プロトコールと同じ負荷先行一日法での心筋血流検査において、RI 投与量を、4 [MBq/kg]、3 [MBq/kg]、2.5 [MBq/kg] の 3 パターンの画質を検討した結果、良いクオリティの画質が得られたとの報告を受け、当院においても低投与量の検討を始めている。従来の投与量よりも確実に減らせることができ被ば

く低減につながるものである。

これら CZT 半導体 SPECT 装置である利点もあるが、まだまだ再構成条件や画質の向上において、検討すべき点は多々あるのは従来型のアンガー型 SPECT 装置と同様である。今後も更なる研究を進めることにより臨床の場へと寄与出来ればと考える。

## PET 検査開始前に必要な画像評価

これから PET 検査を始める施設のために

岡山旭東病院 放射線課 杉野修一

一般的な PET 施設では、臨床検査を始める前にファントムによる評価がなされている。代表的な評価法として、NEMA Standards Publication NU2-2007 Performance Measurements of Positron Emission Tomographs、JESRA X-0073\*C<sup>-2008</sup> PET 装置の性能評価法、JESRA TI-0001\*C<sup>-2009</sup> PET 装置の性能評価法などが挙げられます。臨床 FDG 画像における病変描出能においては、PET 装置固有性能以外に、撮像条件（投与量と撮像時間、画像再構成条件）、被験者の体格（体重、身長）FDG 分布などの様々な因子によって変化するため、ファントムを用いたシミュレーション結果が成り立たないという難しい側面をもっています。

そのような状況下、平成 20 年度より日本核医学技術学会と日本核医学会 PET 核医学分科会合同ワーキンググループが発足し、装置の仕様や投与条件が異なっても、一定以上の画質を担保することを目的とした「がん FDG-PET/CT 撮像法のガイドライン」が 2009 年に策定された。

このガイドラインは、ファントム試験と臨床画像評価試験で構成されており、ファントム試験においては、第一試験にて対バックグラウンド比が 4:1 の 10mm 径のホット球の描出能を基準として、自施設における装置機種ごとに適切な撮影条件と再構成条件を決定、次に、第二試験においてはリカバリ係数を用いて、描出能と分解能の判定

を行います。臨床画像評価試験においては、臨床画像の画質を客観的（物理的）に評価を行います。PET 施設の新規導入や Version Up の際は、第一試験を行って条件を決定し、次に、第二試験を行い、条件の妥当性を確認することとなっています。

本ガイドラインでは、NEMA NU2-2007 規定された胴体ファントムを用いた QC/QA 手法を利用して、以下の項目について評価を行います。

- ① 描出能の視覚評価
- ② 雑音等価計数 (noise equivalent count; NECphantom)
- ③ 10mm ホット球の%コントラスト
- ④ %バックグラウンド変動性

\*ファントムの準備、手順、解析等ががん FDG-PET/CT 撮像法ガイドラインファントム試験マニュアルを参照ください。

一般的に、PET 計測される同時計数の種類として真の同時計数(True;T)、散乱同時計数(Scatter;S)、偶発同時計数(Random;R)の 3 種類があります。計数損失が無いと仮定すれば、真の同時計数は放射エネルギーに比例し、偶発同時計数は放射エネルギーの二乗に比例します。したがって、高放射エネルギーの場合には真の同時計数よりも偶発同時計数が高くなることがあり、偶発同時計数の影響を受けて統計雑音の多い PET 画像となります。

そこで物理的指標として、雑音等価計数 (noise equivalent count; NEC) を用いて、PET 画像の画質をこの計数から推測します。

$$NEC=T^2/T+S+(1+k) fR [Mcounts]$$

f は被写体が横断面内の有効視野内に占める割合、k は偶発同時計数の補正方法により決定される係数となります。

雑音等価計数の値は再構成条件に依存はされませんが、真の同時計数に対する偶発同時計数の割合が異なるため、収集方法(2D、3D)、被写体の大きさにも依存します。

本ガイドラインでは、NECphantomをサイノグラムへのヘッダー情報より Total Prompt= True+Scatter+Random と遅延同時計数回路などで計測した Delayed Prompt=Random、SF;散乱フラクシオン(文献値もしくは実測値)を用いて算出するため、下式のようになります。

$$NEC=(1-SF)^2(T+S)^2/(T+S)+(1+k) fR [Mcounts]$$

散乱フラクシオンの値はその機種の代表的な値であるため、本ガイドラインでのファントム試験における散乱分布と多少異なる状態で得られた値の可能性があるので留意する必要があります。

第二試験では、全てのホット球(10, 13, 17, 22, 28, 37mm)に対バックグラウンド比が4:1の放射能濃度に調整し、30分間収集したものと臨床条件と同一カウントが得られる収集条件で相対リカバリ係数を下記の式より算出します。

相対リカバリ係数は次式より算出します。

$$RC_j=C_j/C_{37mm}$$

C<sub>j</sub>:各ホット球の最大画素値

C<sub>37mm</sub>:37mmのホット球の最大画素値

今回、ワーキンググループでの他施設研究で得られた推奨条件と当院の装置 GE 社製 Discovery Ls 比較検討を行いました。下記は本ガイドラインの推奨値です。

- ① NECphantom >10.4Mcounts
- ② N10mm <6.2%
- ③ QH<sub>10mm</sub>/N<sub>10mm</sub> >1.9
- ④ Relative RC<sub>10mm</sub> >0.38

当院の Discovery Ls では、NECphantom >10.4Mcounts を満たす収集時間は、バックグラウンド 5.30kBq/ml で、3D 収集 3 分以上、2D 収集で 6 分以上、バックグラウンド 2.65kBq/ml では、3D 収集 4 分以上、2D 収集で 10 分以上は必要であり、両者とも、視覚的評価とも一致した結果となった。

N10mm<6.2%、QH<sub>10mm</sub>/N<sub>10mm</sub>>1.9 においても、NECphantom の結果と同様な時間あたりから推奨条件を満たす結果となった。

リカバリ係数においても、バックグラウンド 5.30kBq/ml で、2D 収集にて 1~5 分と収集比較を行ったが、FWHM10mm とした理論値を超えるには最低 5 分以上は必要であった。

本ガイドラインでは一般的な投与量 3.7MBq/kg として、臨床放射能濃度が 2.65kBq/ml と設定されておりワーキンググループでの報告でもあるように、2D 収集でこの投与量は厳しい条件であるといえる。

結果、当院においても同様の結果となった。2D 収集においては、十分な収集時間で高い NECphantom を得ないと 10mm ホット球の%コントラスト、%バックグラウンド変動性は基準をクリアできないと思われる。

その他に、PET 性能試験の一部も行った結果、均一性、空間分解能ともに導入当初とあまり変わらず良い結果を得ることができたが、解析ソフトによっては異なる数値が得られることもわかり、メーカー提出の性能値がどのように計算されているかを調べておく必要があると感じた。

#### **結語**

PET 施設では、臨床を始める前にファントム等で装置性能評価、画質の評価をすべきであるが、ファントムの購入、核種の入手、解析の煩雑さから敬遠されがちである。近年、がん FDG-PET/CT 撮像法のガイドラインが策定され、また、解析においては、京都医療科学大学医療科学部 松本圭一先生より開発された PETquact を用いることで、簡便でかつ短時間で各種解析を行うことが可能となってきました。PET 装置の特性の理解を深めるためにも、本ガイドラインを用いて画質、性能評価を行うことは重要と考えます。

今回発表にあたり、いろいろと御指導くださいました日本メジフィジックス株式会社 大崎洋光氏に深く感謝いたします。