

7. TCT利用の合法化後の問題点

本シンポジウムにおいて、厚生省医薬安全課の佐々木氏より、「1年以内には ^{153}Gd 、 ^{241}Am 等のTCT用密封線源に限り、使用を認める方針である」との画期的な発表があった。非常に歓迎すべきことであるが、そうなるもまた新たな心配ごとが生れてくる。まず、自施設で作成できる $^{99\text{m}}\text{Tc}$ の線々源と異なり、その購入維持価格はかなり高価になると予想される。そして、各メーカーは販売競争のためには、TCT線源を装着したカメラの製作をせざるを得なくなり、遠からず広く普及することになるが、その際、ユーザはTCTの必要性をあまり熟慮せず、闇雲に実施するムードが蔓延することが心配される。TCTを実施することにより、どれだけ臨床的に意義があるかを常に考え、本当に定量性改善の必要な検査のみに用いるように心掛けるべきである。臨床現場では、吸収補正の不要な検査、たとえば単に定性的なRI分布の把握や病巣の位置のみ同定したいときなどがあるはずである。また、性能管理(QC, QA)の不十分な γ カメラでは、およそ定量診断にはほど遠いSPECTしか描出し得ないが、そのようなものにTCTによる定量性改善処理を付加してもほとんど無意味であり、被曝の増加のみとなる。また、TCT利用の補正処理も方法により定量性は左右されるので、下手な方法なら実施しない方がよい場合もあり得る。したがって、メーカーは線源の装着だけでなく、QC, QAの

サービス、より優れた補正ソフトの開発、更新に常に心掛けて、責任を持って臨床の場に供給し、各ユーザはTCT実行の意義を理解し、正しく利用されることを切望する。

8. まとめ

核医学画像は分解能が低いうえ、統計変動が大きく、さらに吸収・散乱などを含む高雑音のデータより成っているが、トレーサならではの超高感度という特徴を有している。その特徴を生かしたトレーサの臓器内での振る舞いの定量測定がなされなければ、核医学の意義はほとんどないといってよい。まもなくSPECTの定量性改善のためにTCT、あるいは透過スキャンデータが広く用いられることになるが、これらの技術は、さらに他種の画像との重ね合わせ(fusion, registration, alignment)や患者の動きの検出、補正などへの応用も考えられ、カメラの高分解能化(PVEの低減)や適切なトレーサモデルの解析とともに、今後ますます、臓器機能の定量診断に欠くことのできない技術になることと確信する。また、TCT線源は必要時に簡単に自施設で作成できる $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -水溶液(300~700MBq)の線々源が理想的と思われるが、今後、その使用の認可やX-CT装置を備えた回転型 γ カメラなどの使用を認める、さらなる法改正が望まれる。

2. 吸収補正の実際と基礎的問題点—今何ができるか—

飯田秀博
秋田県立脳血管研究センター

1. はじめに

SPECT検査において体内の放射性薬剤の分布を正確に計測するには、Fig.1に示すような光子の吸収と散乱に対する補正を行うことが重要である。近年PET装置と同様、SPECT装置でもトランスミッション・スキャンを行う機構を備え付けたものが普及し、被検体内部の吸収減弱係数(μ)分布の測定が可能となっている。SPECTにおける吸収補正には、PETとは異なり、やや複雑な手法が必要となるが、統計学的な理論に基づいたものをはじめとして、逐次近似型の画像再構成法が一般に普及してきており、実際の臨床検査でも利用可能になっている^{1,2)}。

吸収補正については、正確に行う手法がほぼ確立できたと言える。さらに散乱線を除去するアルゴリズムも多数報告され、一部はすでに臨床応用されている。したがってSPECTでも、PETと同様な定量検査、さらに生理ファクションの定量計測が、十分可能になっ

たと言える。ただし正確なトランスミッション検査を実施するための条件、特にトランスミッション・データに要求される精度、およびトランスミッション検査に最低限必要な線源強度などについては、必ずしも十分検討はされてはいない。また、現在各メーカーから提供され得る装置が、必ずしも定量計測に最適とは言えない。

本講演では、まずトランスミッション測定において定量性にかかわる項目について議論し、定量測定のために必要な条件を述べる。さらに当施設で自作したトランスミッション・システムを例に、トランスミッション検査の実際と効果について述べる。線源強度をなるべく低くするための工夫についても言及する。

2. トランスミッション・システムの幾何学構成

SPECTにおけるトランスミッション検査では、被検者の外部に照射線源を置き、SPECT収集検出器を利用

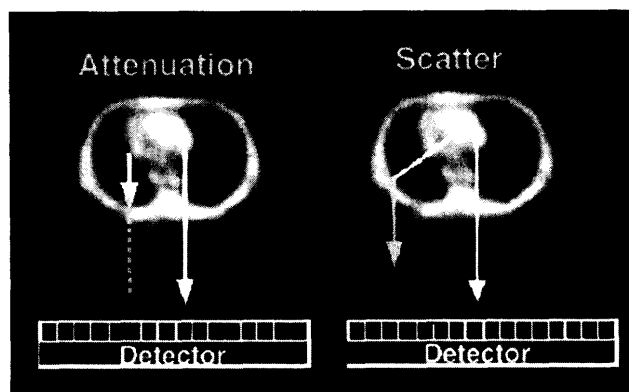


Fig. 1 SPECTにおける吸収(左図)と散乱(右図)のプロセス. 定量計測には両方に対する補正が必要である.

して被写体の吸収減弱プロジェクトン・データを測定する. これを画像再構成して被写体内部の μ 分布を得て, エミッション画像再構成の際, 吸収補正に利用する. X線-CTあるいはMRI画像から μ 分布を推定する方法も可能であるが, 実際には, データ転送および測定部位の正確な位置合わせなどの手順が煩雑であり, 現実的ではない. SPECT装置上でそのつどトランスミッション検査を行うことが望ましい.

吸収補正に利用する μ 分布は, エミッション検査で利用する核種のものである必要があるが, 近いエネルギー領域では μ 値の分布は一樣に変化するので, トランスミッション検査で利用する線源の核種はとりあえず任意である. トランスミッション測定の際の核種に対する μ 分布を計算し, それを定数倍して, 目的とする核種の吸収 μ 分布を得る.

トランスミッション線源と使用する検出器コリメータについては, Fig.2およびTable 1に示すような組み合わせが可能である. 第一に最も簡単な幾何学は, 対象ファンビームコリメータの焦点にロッド線源を装着するもの(Fig.2a)である. 比較的低い線量でトランスミッション検査が実施でき, さらに1回散乱が検出器に入射しないので散乱線の寄与が少ないことが利点である. 散乱線が少ないことは, 後で述べるように定量性を確保するために重要である. ファンビームの幾何学は頭部の定量検査に最も適した幾何学と言える. しかし体幹部(胸部など)においては, 被写体周縁部に「欠け」(トランケーション)が起こり, 完全な吸収 μ 分布を測定することができない. ただし, このトランケーションのエミッション画像に対する影響を押さえるソフト的な工夫も提案されており, 限られた目的においては有効, との報告もある^{3,4)}. しかし, 最終的な臨床評価はまだなされておらず, 今後, 系統的な研究が必要である.

第二の幾何学は, トランケーションの問題を解決すべく, コリメータを非対称のファンビームとし, その

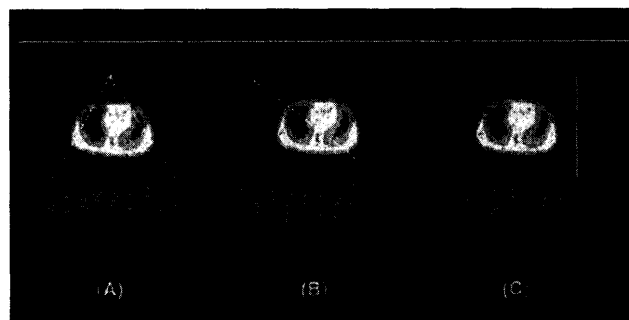


Fig. 2 トランスミッション・システムの幾何学構成. (A)対称ファンビーム・コリメータの焦点に一樣ロッド線源を装着する. (B)非対称ファンビーム・コリメータの焦点に一樣ロッド線源を装着する. (C)パラレルビーム・コリメータの対向面に線あるいは面状の線元素を装着する. (A)の幾何学は最も簡便に実現できるが, トランケーションの問題がある. (B)の幾何学では, トランケーションの問題は解消できるが, エミッション検査には効率的ではない.

Table 1 TCTの幾何学設計.

コリメータ	線源	問題点
Fanbeam	ロッド	トランケーション
非対称fanbeam	ロッド	専用コリメータ
Parallelbeam	scanningロッド あるいは面線源	強い線源, 散乱線

焦点にロッド線源あるいは小さな面線源を設置するものである(Fig.2b). 各プロジェクトン・データにおいてトランケーションはあるが, 360度収集することでトランケーションを補う. トランスミッション検査では, プロジェクトン全長当たりの吸収減弱の割合が測定できれば十分なので, この方式は有効である. しかしこのコリメータでエミッション収集することについては, まだ課題がある. コリメータを検査の途中で交換することも案としては考えられるが, このような検査の現実性などに関して疑問が残る.

胸部SPECTで最も一般的なものは, パラレルビーム・コリメータを利用するものであり, トランスミッション検査もこの幾何学で実施する方法が望まれる(Fig.2c). この場合, 一樣な面線源を利用したり⁵⁾, 単一ロッド線源を準備してこれをスキャンさせたり⁵⁾, 複数の線線源を装着する幾何学設計^{6~10)}が, 報告されている. この場合トランケーションの問題はないが, ファンビームに比べると大容量の線源が必要となる欠点がある. さらに定量性を確保するためには, トランスミッションデータにおける散乱線の除去が不可欠である. 散乱線を除去するには, 線源に対して物理的あるいは収集検出器での電気的なコリメータが有効である. ただしこの設計には以下で述べるような慎重な考察が必要である.

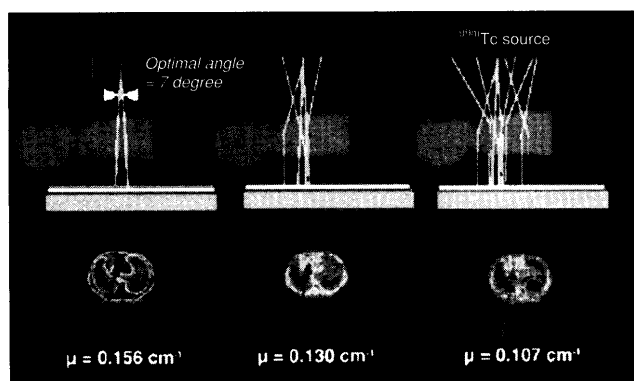


Fig.3 パラレルビーム・コリメータにトランスミッション線源を装着した際(Fig. 2における(C)の幾何学)における散乱線の寄与。コリメートしない面状の線源を利用した場合、顕著な散乱線により定量的な μ 値は得られず、画質が劣る(右図)。線源の表面積を小さくすることで減少できるが(中図)、さらに線源をコリメートすることで散乱線の影響は小さくでき、定量的な μ 値が得られる(左図)。

3. 定量トランスミッション・データに必要な項目

トランスミッション検査で得られる μ 分布画像は高い統計精度を有し、かつ系統的なバイアスは十分小さい必要がある。このためには以下の項目が必要である。

- 1) 十分に短い時間に十分に高い統計数値が得られる設計であること
- 2) 計測の数え落とし誤差は限りなく小さいこと
- 3) 散乱線が限りなく小さいこと

加えて、

- 4) 使用する放射能線量は限りなく小さいこと
- 5) 周囲に与える被曝線量は限りなく小さいことが望ましい。

トランスミッションデータにおける統計ノイズは、エミッション画像のノイズに寄与する。さらに、 μ の分布画像を通常のfiltered-back projection (FBP)で再構成する場合、ノイズは系統的なバイアスを生じさせる¹¹⁾。したがって、統計ノイズを極力小さくするような高い感度を有するトランスミッション・システムの設計、さらに統計ノイズの影響を増大させないためような、ソフト的な工夫が必要となる。

トランスミッション線源としては、なるべく線源を弱くすることが望ましく、また検査時間はなるべく短いことが望まれる。なるべく短時間で効率よく必要十分な計測カウントが得られるような高感度のトランスミッション装置の設計が必要である。また線源は、必要最小限の視野を有するものが望ましい。必要以上の視野で計測を行うと、計数率の限界から、画像処理に寄与する計測カウントが小さくなってしまふ。画像処理においても低い統計カウントを最大限有効に利用するアルゴリズムの開発が強く望まれる。

トランスミッション検査における散乱線除去は、特

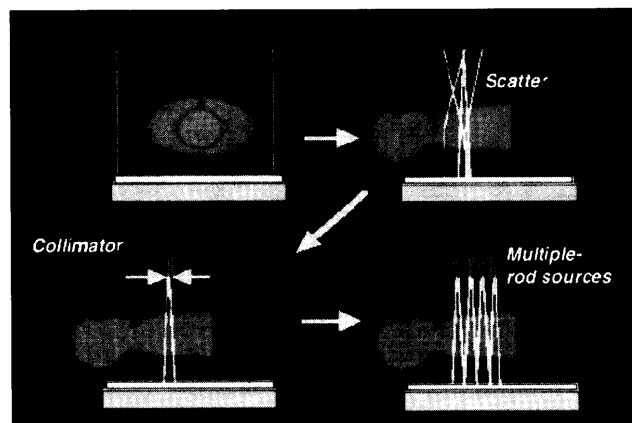


Fig. 4 パラレルビーム・コリメータに対するトランスミッション線源の設計思想。散乱線を除去するためのコリメータが必至である。コリメータ付きの線源をスキャンする(左下図)か、あるいは複数並べる(右下図)ことで、必要な体軸視野に対して定量的なトランスミッション検査が実施できる。

に重要な課題である。散乱線を含むと定量的な μ 分布を過小評価し、また μ の分布も本来の分布には比例しないものになる(Fig.3)。また数え落としを極力小さくするためにも、不要な散乱線の源となるような線源がないことが望ましい。

散乱線は電気的あるいは物理的なコリメータによって減少させることが可能である(Fig.4)。しかし、必要以上にコリメートすると感度の低下を招き、結果として大容量の線源が必要となる。放射性同位元素の使用に関して規則が緩やかな国では、この制約はあまり重要ではないが、やはりなるべく弱い線源の利用が好ましい。感度を最大に保ちつつ、散乱線を必要最低限除去するような最適なコリメータ角度に関しては、後で述べるような考察により求められる。

4. 心筋SPECT用トランスミッション・システムの設計

パラレルビーム・コリメータに対するトランスミッション線源については、定量性が損なわれない限り高い感度のものが望ましい。散乱線を許容できるだけ最大限受け入れるコリメータ角度を求める必要がある。これに基づきCellerら⁷⁻⁹⁾およびIidaら¹⁰⁾は、独立にコリメータ角度をモンテカルロシミュレーションにて検討し、それぞれ6度、7度を最適値としている。

Fig.5にわれわれのモンテカルロシミュレーションの結果を示す。トランスミッション線源のコリメータ角度を狭くするほど感度が低下し、散乱線も同時に低下していることが分かる。しかし、ファントム画像を再構成して定量的な μ 値を算出すると、ある角度(約6度)以下ではほとんど変化せず、これ以上立体角を狭めることは無意味であることが示されている。これ以

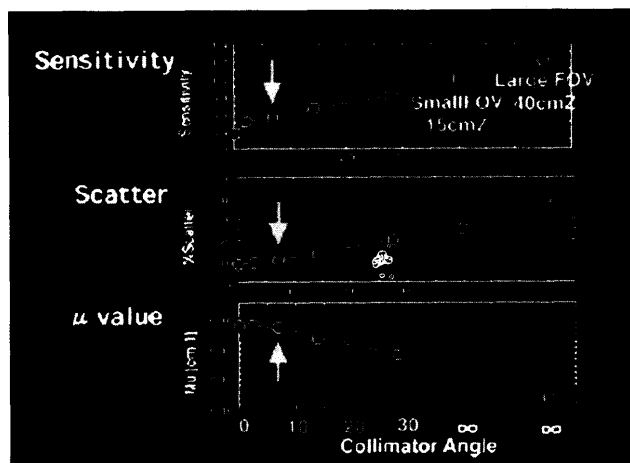


Fig. 5 モンテカルロ・シミュレーションによる、トランスミッション線源に対するコリメータ角度の最適化。コリメータ角度を小さくすると感度が小さくなる。散乱線は減少するが、7度以下での変化は顕著ではない。画像再構成した μ 値も7度以下でほぼ一定の理論値を与えているので、最適な開口角度は7度程度と考えられる。

下の角度で起こる散乱は基本的にレイリー散乱が主であり、定量性を阻害するものではないことが示されている。

以上のシミュレーションを基に自作したわれわれのトランスミッション・システムをFig.6に示す。内径5mmの7本のチューブが1mm厚の鉛のコリメータで挟まれ、体軸方向にコリメートされている。チューブの長さはそれぞれ45cmであり、コリメータの高さは50mmである。開口角度はほぼ7度である。スペーサとして発泡スチロールを利用した。チューブは実は一本につながっており、 ^{99m}Tc 溶液がチューブの片側から一気に注入できる。チューブ間には20mmのスペーサを入れたが、これにより視野中心にてほぼ感度が一樣となる。体軸方向には約15cm有効視野のトランスミッション計測ができる。

このシステムでは、約40mCi (1 GBq) の ^{99m}Tc 溶液を使用した時に、検出器全体の計数率は約70kcpsであった。これは、NEMA規格において、十分数え落とし誤差が小さいことを保証する計数率である。実際、本システムを設置したガンマカメラ(東芝GCA7200A)における数え落としの割合は1%以下であった。また線源使用時における被曝は、回転軸中心上の線源の正面で約400 $\mu\text{Sv/hr}$ 、回転中心上で線源中心から30cm離れた位置で約30 $\mu\text{Sv/hr}$ 、線源から1m以上離れた場所においては装置を設置した部屋のすべての場所で、0.5 $\mu\text{Sv/hr}$ 以下であり、術者に対する被曝は全く問題にならないと考えられた。

Fig.7には実際のブランクデータ、トランスミッション・プロジェクション・データ(測定時間はともに10分間)とその処理過程を示す。7本のロッド線源の構造がブランク・データでみえるが、比較的一様であ

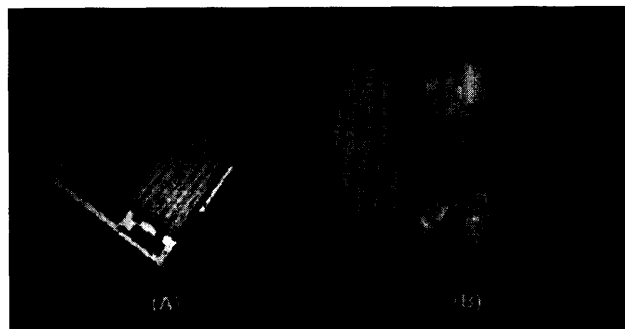


Fig. 6 制作した秋田脳研方式トランスミッション機構。7本のロッド線源(Tc-99m)は鉛板(1mm厚)でコリメートされる。コリメート角度はモンテカルロシミュレーション(Fig. 5)で定め、ロッド線源の間隔は、断層面内視野の中心でほぼ一様な感度がえられるよう定めた。

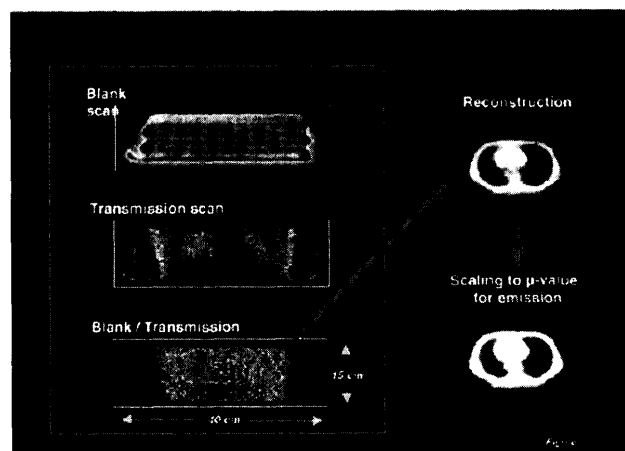


Fig. 7 トランスミッション測定の実際。ブランク・スキャン(上段)に続きトランスミッションデータ(中段)を180度方向計測する。これらを、スキャン時間と Tc-99m の減衰を考慮しつつ除する(下段)。このプロジェクションデータを再構成し、 Tc-99m に対する吸収減弱係数(μ)分布を再構成する。目的とする核種に対する μ 値に換算し、これをエミッションの画像再構成に利用する。

ることが分かる。ブランクをトランスミッション・プロジェクションで除し、このデータをfiltered-back projection法にて再構成し、 ^{99m}Tc に対する μ 分布画像を得る。その後定数を乗じて目的とする核種の μ 値に換算する(たとえば、70keVの ^{201}Tl ウィンドの場合の定数は1.26588倍を乗じる)。

5. トランスミッションを利用した画像再構成の妥当性

SPECTで定量的な画像を再構成するには、吸収補正だけでなく散乱線に対する補正も必至である。散乱線補正にはいくつかの補正法が提案されるなか、近年トランスミッション・データを使ってこの補正を行う方法が提案されている¹²⁻¹⁵⁾。この方法では、高い精度で補正を行えるだけでなく、統計ノイズを上昇させない点が大きな利点であり、今後臨床利用が期待されている^{13, 14)}。

このようにして得た定量的SPECT画像の妥当性は、

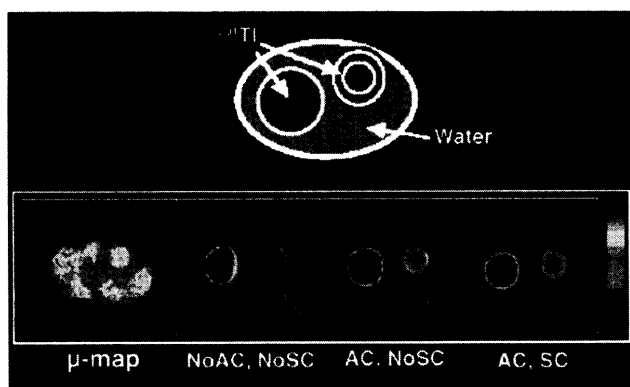


Fig. 8 胸部をシミュレートするファントムにおける吸収補正、散乱線補正の効果。一様なリングは心筋を模倣し、肝臓部には一様な円筒が存在し、それぞれ同じ濃度の ^{201}Tl が封入される。左から、実測したファントムの μ 分布画像、吸収および散乱線の補正のないエミッション画像、吸収のみ補正した画像、両方の補正を行ったものを示す。

以下のように確認されている。

- 1) $^{99\text{m}}\text{Tc}$ の水に対する μ 値が理論値によく一致する。
- 2) 上記 μ 値がファントムの大きさ、形状を変化させても一様で、かつ一定である。
- 3) $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{201}Tl , ^{123}I のエミッション再構成画像が、ファントム内で濃度が一定の場合、ファントムの大きさ、形状を変化させても一様で、かつ一定である。

つまり、画像のピクセル値は放射能濃度に比例した数値を意味し、また一旦画像ピクセル値をクロス・キャリブレーション測定で較正すれば、絶対値としての放射能濃度分布の定量が可能になる。

Fig.8には、胸部の心筋および肝臓を模倣するファントムに ^{201}Tl を封入して行った実験結果である。上述したような手順で、吸収補正および散乱線補正を行った場合、一様であるべき心筋領域のリングが一様に再構成できていることが示されている。また一様な放射能濃度分布のファントムにおいては、ファントムのサイズに依存せず、常に一定のカウント値が得られることが確認されている。一方吸収および散乱線の補正を行わないと、一様であるべきリングが再現できていない。また定量値はファントムの大きさに依存して変化してしまう。同様に健常人における心筋 ^{201}Tl 検査の結果をFig.9に示す。吸収および散乱線の補正を行わないと、下壁部の欠損とともれる画像であるが、両補正を行うことでほぼ一様な画像が得られている。このことから、定量再構成の重要性が推察できる。

近年、PETと同様な動態解析が試みられ、心筋の生理ファクションの定量もできることが示された^{15,16)}。この報告では、21頭の犬において、 ^{201}Tl SPECTで定量した局所心筋血流量が、インビトロ・マイクロスフェア法による結果と広い血流量範囲でよく相関しているこ

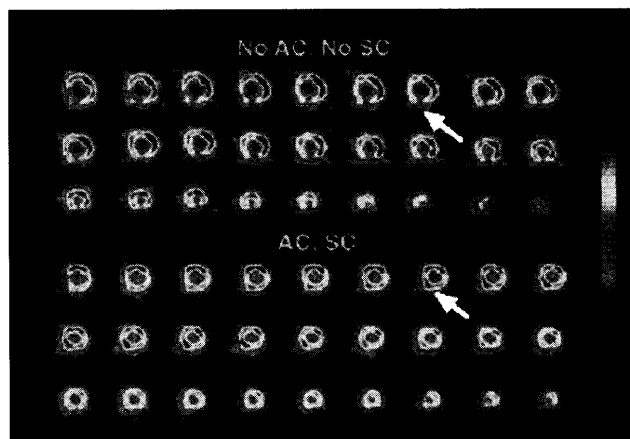


Fig. 9 心血管造影で正常だった被検者における心筋タリウムの短軸画像。上段は吸収および散乱線の補正を行わないもの。下段は両補正を行ったもので、下壁部に顕著な違いを認める。

とが確認されている。

6. 線源強度を小さくする必要性とそのための工夫

すでに述べたように、トランスミッション・コリメータ角度の最適化を行うことで、必要な線量を十分低くすることができることが示された。 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ の場合コリメータ角度を7度にするだけで、散乱線の寄与は無視できるほど小さく、一方、十分高い感度であった。さらにCellerらの報告のように、吸収の大きい視野中央部で線源強度を強くするなどの工夫で、さらに効率の高い検査が実施できる⁹⁾。われわれの検討では $^{99\text{m}}\text{Tc}$ に対して行ったが、エネルギーが変わると最適なコリメータ角度は変わる可能性があるため、今後それぞれの線源について同様の評価を行うべきであろう。

トランスミッション線源をスキャンさせ、かつ電気的コリメータと同期させてデータ収集を行うことが可能である⁵⁾。これによりトランスミッションとエミッション・データを同時に収集することができる。これは、実際の臨床検査には最も適した設計なのかも分からない。今後の臨床機への普及と、その評価が期待される。

一方、トランスミッション検査の統計カウントが小さくとも高い精度で画像再構成するためのソフト的な工夫、および統計精度の劣る μ 分布でも高画質のエミッション画像再構成を行うための工夫、なども重要である(Table 2)。計数値の低いトランスミッション・データを画像再構成し、これをセグメント化を含む種々のフィルタ処理を行う手法が効果があると考えられている(Fig.10)。また画像再構成にはFBPではなく、統計学的な再構成法を利用することも注目されている。これらの手法はSPECTだけでなくPETの分野でも、近年急速に検討されている。今後の成果が期待できる。

Table 2 線源放射能の減少、短時間収集にむけて

トランスミッション画像のセグメント化 境界を保存するフィルタの利用 統計学的再構成アルゴリズムの改良
→ノイズレベルの高いデータの利用

7. 頭部トランスミッション・スキャンについて

胸部のように吸収体が不均一な部位では、トランスミッション検査で μ 値の分布を実測することが必要である。一方、頭部のように比較的一様な吸収体においては、エミッションデータの輪郭を適当に抽出することで、高い精度で吸収補正が行える可能性も考えられる。従来、Sorenson, Change法などではこの手法が広く使われてきた。ただし、頭部内で放射性薬剤が一様に分布していると仮定したこれらの吸収補正法には限界があるので、これを改善する必要がある。Iidaら¹⁷⁾は、¹²³I-標識脳血流製剤検査において、逐次近似型の画像再構成法(MLEM法)を使って検討した結果、実測したトランスミッション・データと一様な μ 値とでは、得られる脳血流画像にほとんど差が認められず、頭部では必ずしもトランスミッション検査が必要ではないことを示している。しかし、適切な輪郭を、安定して抽出する方法についてはまだ検討の余地があり、今後慎重な検討が必要である。

8. 今何をすべきか

トランスミッション検査を行うような機構は、すでに多くの市販装置に組み込まれており、すぐに検査を行うことは可能である。しかし、実際メーカから提供される装置が本当に定量検査を行うために最適な設計なのか否かは、必ずしも厳密には評価されてはいない。またトランスミッション検査を行うことで、臨床データの読影がどの程度改善するのかについても、ごく限られた見当があるのみである¹⁸⁾。直ちに臨床応用する前に、本当にトランスミッション検査の効果があるのかどうか、あるとすればどのような状況で効果があるのか、系統的な研究評価を行うべきである。一方、

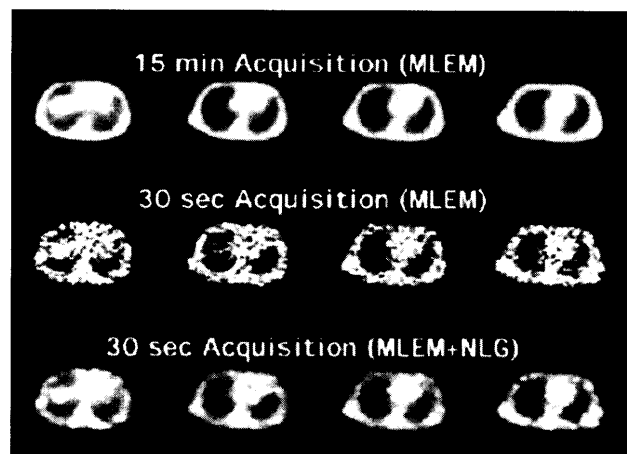


Fig. 10 非線形ガウスフィルタによるトランスミッション画像のスムージングの効果。上段は15分収集時のトランスミッション画像。中段は30秒収集時のトランスミッション画像。下段は中断の画像に非線形ガウスフィルタを適用した結果で、ノイズの平滑化が確認できる。

吸収補正だけではなくもう一つの誤差要因、散乱線に対する補正が無視されていることは問題である¹⁵⁾。またトランスミッションデータを吸収補正にどのように利用するかの数学的な詳細についても、必ずしもコンセンサスは得られておらず、今後引き続き検討していく必要がある。法的整備を行い、この分野の臨床研究が速やかに推進されるような努力も不可欠である。

さらに、法的整備を進める際、ただ単に外国製品を販売するための規則の見直しを行うのではなく、本質的な問題点と問題解決に向けての技術的課題を、客観的に論じられる研究者との相互議論も重要であろう。現在わが国において、臨床医学との接点で研究を進める医用工学の研究者は極めて少ない。このような物理工學研究者の育成も必要であろう。各医療研究機関の臨床医学研究者は、ややもするとメーカの技術者に頼らざるを得ない傾向にある。メーカには独自の戦略があり、必ずしも客観的な意見を提示できないことに加えて、近年メーカ自身も研究開発から外国製品の販売に重きを写している感がある。このような時だからこそ、公的機関の医学物理研究の強化を図るべきと考えられる。

参考文献

- 1) Lange K and Carson RE: EM reconstruction algorithms for emission and transmission tomography. J Comput Assis Tomogr. 8, 306-316, (1984)
- 2) Hudson HM and Larkin RS: Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data. IEEE Trans Med Imaging, MI-13, 601-609, (1994).
- 3) King MA, Tsui BMW, and Pan TS: Attenuation compensation for cardiac single-photon emission computed tomographic imaging: Part 1. Impact of attenuation and methods of estimating attenuation maps. J Nucl Cardiol, 2, 513-524, (1995).
- 4) King MA, Tsui BM, Pan TS, et al.: Attenuation compensation for cardiac single-photon emission computed tomographic imaging: Part 2. Attenuation compensation algorithms. J Nucl Cardiol, 3, 55-64, (1996).
- 5) Tan P, Bailey DL, Meikle SR, et al.: A scanning line source for simultaneous emission and transmission measurements in SPECT. J Nucl Med, 34, 1752-1760, (1993).
- 6) Larsson S, Kimiaei S, and Ribbe T: Simultaneous SPECT and CT with shutter controlled radionuclide source and parallel collimator geometry, presented at IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, (1993).
- 7) Celler A and Sitek A: Transmission SPECT scans using multiple collimated line sources, presented at 1995 IEEE Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference, San Francisco, (1995).
- 8) Celler A, Sitek A, and Harrop R: Reconstruction of multiple line source attenuation maps. IEEE Trans Nucl Sci, 44, 1503-1508, (1997).
- 9) Celler A, Sitek A, Stoub E, et al.: Multiple line source array for SPECT transmission scans: Simulation, phantom and patient studies. J Nucl Med, 39, 2183-2189, (1998).
- 10) Iida H, Shoji Y, Sugawara S, et al.: Design and experimental validation of a quantitative myocardial ^{201}Tl SPECT system. IEEE Trans Med Imaging, 1999 (in press).
- 11) Freedma NMT, Bacharach SLH, Carson RE, et al.: Effect of smoothing during transmission processing on quantitative cardiac PET scans. J Nucl Med, 37, 690-694, (1996).
- 12) Meikle SR, Hutton BF, and Bailey DL, et al.: A transmission-dependent method for scatter correction in SPECT. J Nucl Med, 35, 360-367, (1994).
- 13) Narita Y, Eberl S, Iida H, et al.: Monte Carlo and experimental evaluation of accuracy and noise properties of two scatter correction methods for SPECT. Physics in Medicine and Biology, 41, 2481-2496, (1996).
- 14) Narita Y, Iida H, Eberl S, et al.: Monte Carlo evaluation of accuracy and noise properties of two scatter correction methods for ^{201}Tl cardiac SPECT. IEEE Trans Nucl Sci, 44, 2465-2472, (1997).
- 15) Iida H and Eberl S: Quantitative assessment of regional myocardial blood flow with thallium-201 and SPECT. J Nucl Cardiol, 5, 313-331, (1998).
- 16) Lau CH, Eberl S, Feng D, et al.: Optimized acquisition time and image sampling for dynamic SPECT of Tl-201 . IEEE Trans Med Imaging, 17, 334-343, (1998).
- 17) Iida H, Narita Y, Kado H, et al.: Effects of scatter and attenuation correction on quantitative assessment of regional cerebral blood flow with SPECT. J Nucl Med, 39, 181-189, (1998).
- 18) Ficaro EP, Fessler JA, Shreve PD, et al.: Simultaneous transmission/emission myocardial perfusion tomography. Diagnostic accuracy of attenuation-corrected $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -sestamibi single-photon emission computed tomography. Circulation, 93, 463-473, (1996)

3. 吸収散乱補正法の Tl-201 心筋シンチにおける臨床応用

富口静二
熊本大学附属病院

1. はじめに

STECT像の画質を劣化させるおもな要因としては、体内での吸収(減弱)、散乱線、低空間分解能による部分容積効果が挙げられる。このような要因は画質の劣化とともに、再構成像にアーチファクトの原因にもなっており、なかでも吸収は最も重要な要因である¹⁻³⁾。したがって、吸収補正の目的は吸収によるアーチファクトを改善し、診断能を向上させることである。

吸収補正の方法としては、さまざまなものがあるが、胸郭の場合、空気から骨までさまざまな減弱係数をもった組織が不均等に分布しており、また個体差も大きいので、その補正のためにはtransmission computed tomography (TCT)を施行し、個人およびスライスごとの減弱補正係数マップを作る必要がある

(Fig.1)。吸収補正はこのようにTCTを通常のSPECT検査に加えることで可能となった¹⁻¹⁰⁾。

2. 吸収補正の正常例における有用性

^{201}Tl や $^{99\text{m}}\text{Tc}$ 心筋血流製剤によるSPECTの場合、男性では下壁の集積が、横隔膜の吸収で低下し、女性ではさらに前壁の集積が乳房による吸収のため低下することが知られている¹⁻³⁾。このような影響は、ガンマ線エネルギーの低い ^{201}Tl 心筋SPECTの方により強く現れ、虚血正心疾患の診断においては特異性(specificity)を低下させる要因となる。

正常の ^{201}Tl の心筋分布は前側壁が最も集積が高く、後下壁から中隔部の集積が低い分布を示す。正常男性8例および女性9例で作成した ^{201}Tl 心筋SPECTの