

おける外部照射の法的解釈と今後の展望について講演していただいた。

討論は佐々木氏を中心に活発に行われ、外部線源の一般使用について、早くも平成12年4月、遅くとも平成13年4月に認可が下りるであろうとの厚生省の見解を述べられた。関係者が最も欲しかった情報が本学会で初めて公開されたことは画期的であり、本シンポジウム開催の意義があったと自負している。朝の早い時

間にもかかわらず盛況であったのは、一般会員の関心の高さを示すものであり、多くの人がこの問題の重要性を認識している表れであろう。今回の討論を通じて得た結論は「吸収補正、その未来はあるか？」—“ある”。“21世紀の展開は？”—“定量化への道”。と締め括った。まだ議論の残すところはあるが、今後の核医学は確実にこの方向に向かって行くといえるであろう。

1. SPECTにおける透過型スキンの利用

向井孝夫
京都医療技術短期大学

1. はじめに

SPECTは臨床上、非常に有用であることには異論のないところであるが、その定量性については25年前の開発当時から常に問題にされ、以来、多くの改善処理方法が提案されてきた。特に今日の脳、心筋血流分布の定量の要望から、体内での γ 線の吸収(減弱)、散乱等の補正に透過型CT(transmission CT: TCT)など透過型スキャンを利用する試みが盛んになってきた(Fig.1)。透過型データの利用は法規制などの諸問題のため一部の施設で研究的に試みられているのみで、広く日常的に実施されてはいない。しかし、この手法によりSPECTの定量性が改善されて正診率が向上し、臨床上有意義なものになるなら是非とも広い普及が望まれる。

本稿ではTCTデータを利用した吸収、散乱補正法の変遷と現状、またTCTが将来、合法的手法となった場合の問題点について私見を述べる。

2. SPECT定量化へのアプローチ

SPECTの定量性改善には物理的、医学的の双方からのアプローチがある。物理的定量性とはSPECT値から

被検体の放射能濃度(Bq/ml)が得られることであり、その直線性、位置依存性、被検体の大きさなどが問題となる。物理的定量性の保証の下に医学的な血流、エネルギー代謝、受容体量などの定量性が論議される。

1) 物理的定量性

- 再構成法
- 吸収・散乱補正
- 部分容積効果(PVE)の低減(分解能改善)
- ビームの広がり(コリメータ特性)補正

2) 医学的(生理学的、解剖学的)定量性

- 画像の基準化
- コンパートメント解析など

物理的定量性を低下させる大きな要因の一つは、PVEであるが、この低減には検出器分解能を上げる以外に簡潔な方法はない。もう一つの要因は体内での γ 線の吸収・散乱の影響であるが、これらは近似的には補正でき、さまざまな手法が検討されている。Fig.2に示すように双方は同様の現象を違う観点からみたものであり、吸収の大きい部位は散乱線も多い。投影データの計数値は減弱により4～5分の1に低下し、散乱線により、20～40%増加する。これらの解析的方法に

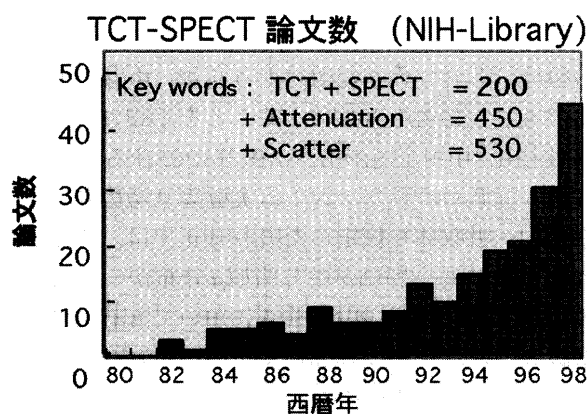


Fig. 1 SPECTにおけるTCT利用に関する論文数。

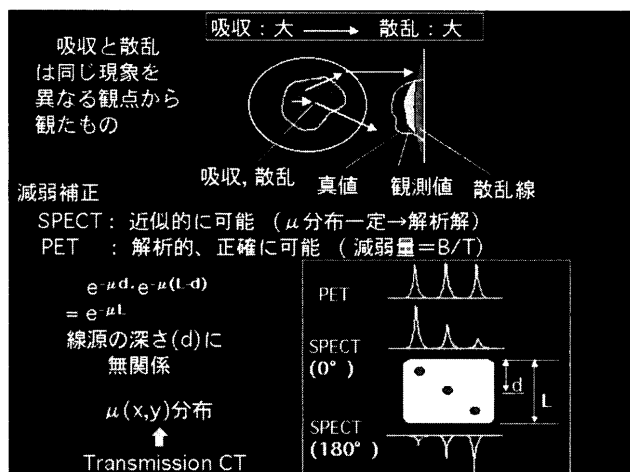


Fig. 2 SPECT, PETにおける γ 線の吸収、散乱。

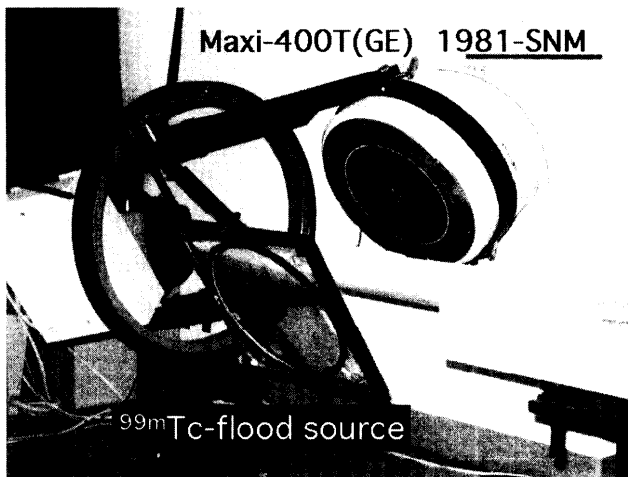


Fig. 3 SPECT初期のTCT線源.

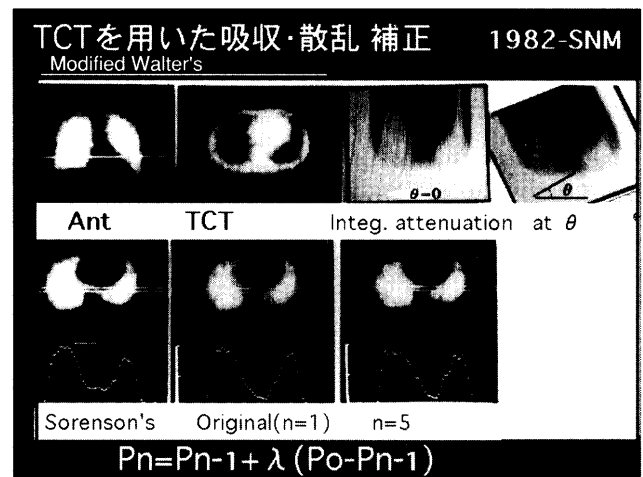
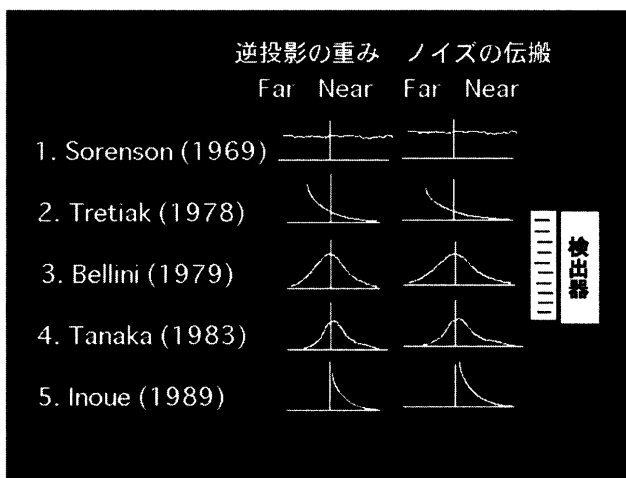


Fig. 4 肺血流SPECTの吸収・散乱補正.

Fig. 5 μ 分布が均一とした場合の解析的吸収補正法.

よる正確な補正は原理的に不可能であり、近似的な方法に依らざるを得ない。特に吸収補正においてより正確度の高い近似を得るには、断層面の減弱係数(μ)分布データを必要とするが、近似計算であることにはかわりはない。この点が消滅光子の同時計数をとるため、吸収補正が解析的に正確に可能であるPETとの大きな違いである。

3. TCTを利用した吸収補正

μ 分布は γ カメラに装着した外部線源を用いて、X線CTと同じ透過型スキャンにより得られるが、これを考慮したいくつかの吸収補正方法が提案された。Chang法(1978)は均一 μ 、あるいは不均一 μ 分布を用い、再構成SPECTの各画素に補正係数を掛ける方法であり、補正の過不足を是正するため、再投影して逐次近似する場合もある。Larsson(1980)、Walter(1981)らは、観測データと再構成像の μ 分布を考慮した再投影データを比較(差、あるいは比)して補正する逐次近似型の重畳積分逆投影法(FBP)を提案した。Fig.3は1980年、最初の回転型カメラに取り付けたTCTのため

の ^{99m}Tc 面線源であり、Fig.4は肺野のTCTとMAAの肺血流分布SPECTのWalterの方法による吸収補正の例を示す。近年では、最尤法-期待値最大化法:ML-EM(Shepp:1982)の確率的方法が再構成法の主流になりつつある。この方法は画素ごとの逐次近似のため膨大な時間を要するが、計算機の高速化により実用可能となり、さらに、飛躍的な計算時間の短縮が図られたOS-EM法(Hadson:1992)が利用されるようになった。この方法はTCTデータの利用により、吸収のみならず散乱線の補正も可能であると考えられる。

一方、 μ 分布が均一と仮定すると吸収補正はTCTデータを用いずとも体輪郭の検出のみで実行できる。最も簡便なSorensonの方法[1969:最初は両体側からの測定によるカルシウム(Ca)の定量のために考案された]は、対向する投影データの幾何平均に指数関数的な減弱を考慮したある係数を掛け、逆投影する方法であるが、画像のコントラストが低下する。また、過補正を是正するため実際より小さい減弱係数、いわゆる“effective μ ”なるものが用いられたが、これらはもちろんよい方法とは言えない。さらに、雑音がなく、均一 μ とした場合には、吸収補正が解析的に可能であるという数種の方法(Fig.5)が提案され、今日高く評価されている。これらは深さに従って異なる重みをかけて逆投影する(またはFourier面での処理)方法であり、脳などのほぼ均一な μ 分布を持った臓器のSPECTには実用可能と思われる。

4. 透過型スキャンを利用した散乱補正

散乱線の補正法は、

- 1) エネルギーウィンド処理(dual, TEW)
- 2) 投影データの deconvolution (FT)
- 3) 透過スキャン利用法(TDSC)

などが提案されている。OgawaらのTEW法はマルチチャンネル波高分析器で古くから行われている γ 線エネルギー

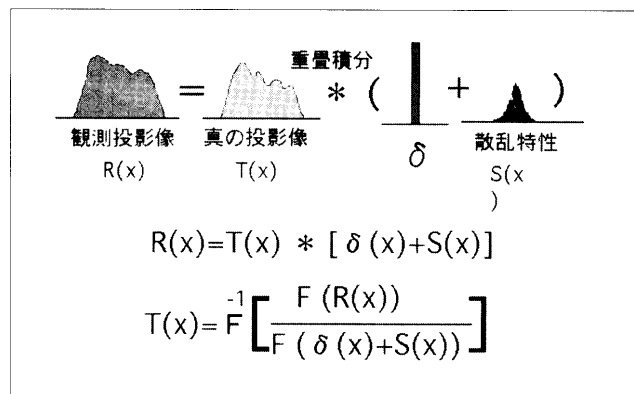


Fig. 6 投影データ重畳積分(フーリエ変換)による散乱補正.

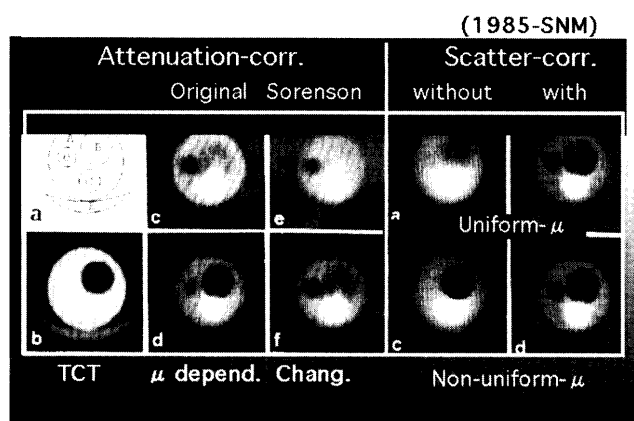


Fig. 7 TCTを用いた吸収、散乱補正の例.

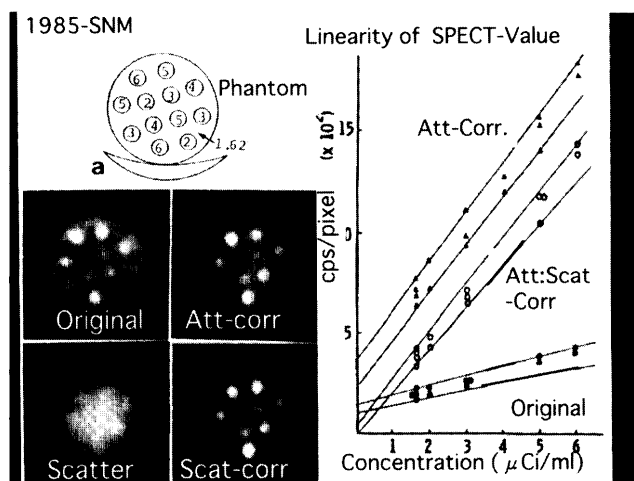


Fig. 8 TCT利用の吸収、散乱補正による定量性評価.

ギースペクトル処理法をSPECTに応用したもので、無難な方法といえるが、体表の片側に位置する心筋の ^{201}Tl -SPECTのような場合は、撮像方向によりウィンド設定を変えなければならないという意見もある。Fig.6に示すAxelssonらの(2)法は簡便であるが、散乱成分の位置依存性が考慮されていない。われわれも(2)法にTCTデータを導入した吸収・散乱補正法を検討した(Fig.7, 8)。Fig.8に示すように、吸収、散乱の双方の補正により初めて放射能濃度とSPECT値の直線性が得られているが、欠点は注目するスライスの投影データ

のみの補正にとらわれ、近接スライスの μ 分布が及ぼす散乱線の影響が考慮されていないことである。これらの欠点を透過スキャンデータを用いて克服したのがMeikleらの提案したFig.9に示す(3)法であり、「吸収の大きい部位は散乱線も多い」という原理を導入し、二次元のPlanar像の段階で散乱線を考慮して全スライスについて補正された投影データを得ている。

5. TCTスキャンのジオメトリー

γ カメラによるTCTスキャンのジオメトリーには、Fig.10に示すように線源、コリメータ、検出器の3者間で次のような組み合わせが考えられる。

- 1) 線源：面(flood)、線(固定、スキャン、マルチ点(固定、スキャン)、X線管(X-CT))
 - 2) コリメータ：平行、ファン、非対称ファン、ハーフファン、ピンホール
 - 3) 検出器：単一型、対向型、3角型、直角型
- また、TCTスキャンにおいては、
- 1) 収集時間の短縮(TCTとECTの同時収集)、被曝線量
 - 2) TCTに含まれる散乱線
 - 3) 端切り誤差(truncation)の発生

に留意する必要がある。1)は患者、術者の負担軽減のために、2)、3)が存在すると不正確なTCTデータとなり、かえって低質の補正SPECTを得ることになる。2)では、線源のコリメート(シャッター、スリット)の工夫や検出器の電子的位置ウィンドが考えられている。コンプトン散乱線はECTでは広角度にも散乱するが、TCTでは前方散乱が主であり、一次光子よりあまりエネルギーは低くないので、TCTにもTEW法がそのまま利用できるかは多少疑問である。3)では、線源のスキャン、長焦点のファンビームや非対称ファンビームコリメータの採用などで対応されている。

また、Fig.11に示すように μ を均一分布を仮定し、体輪郭や肺野の輪郭のみ抽出したい場合には、TCTに分散依存の非線形フィルタなどを用いた辺縁保存平滑化処理を施せば、低放射能の線源でも対応できると思われる。Fig.12はスキャン時に被検体の一部が視野外にはみ出した(truncation)ことによるアーチファクトの生じたTCT画像であり、このようなTCTは補正処理には利用できない。

6. TCT用線源

TCT用の線源については、現在は法規制のため使用できないが、Table(群馬大学の遠藤啓吾教授のデータ、核医学、1998)のようなものが提案されている。いずれも驚くほどの高放射能であるが、線源の選択にあたっては、① 価格、② 物理的性質(放射能、半減期、エネルギー、被曝線量)、③ 操作性(液体・固体、

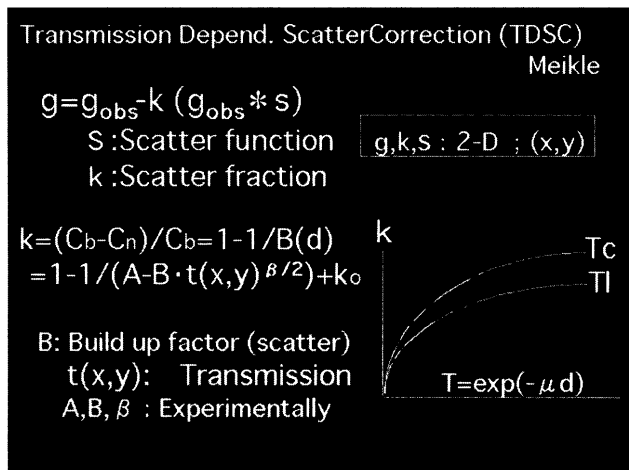


Fig. 9 Meikleらのトランスミッション利用の散乱補正法.

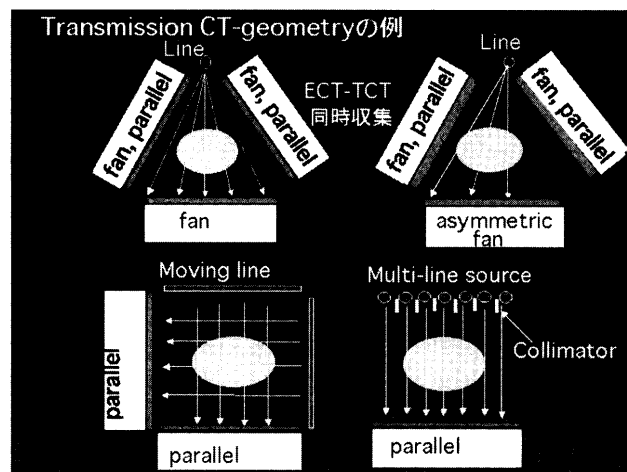


Fig. 10 TCT線源と検出器のジオメトリの例.

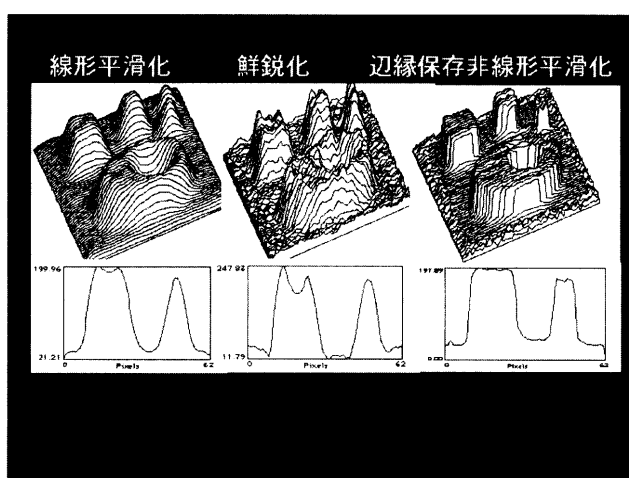


Fig. 11 TCTデータのトランケーションによる影響.

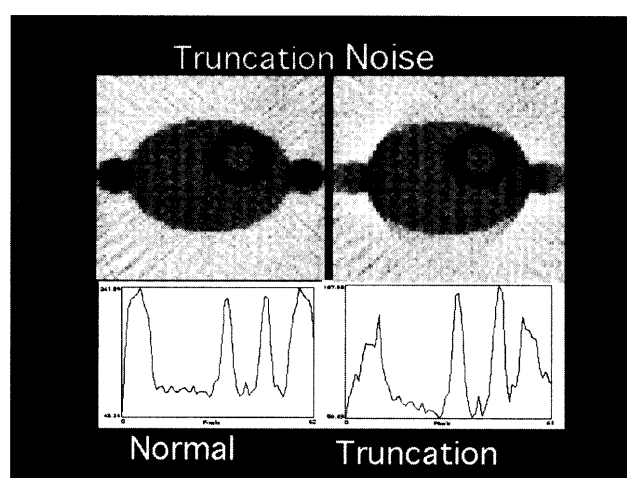


Fig. 12 TCT等の高ノイズ画像のための辺縁保存型平滑化の効果.

遮蔽, 脱着)などが考慮されることになる. ^{153}Gd は270日の半減期であるため, 2, 3年に1回は取り替える必要がある. ^{241}Am は α 放射体で半減期も430年と長いため, 密封といえども管理面で多少の不安もある. また, 光子エネルギーも40keVと少し低い. 臨床現場にとって経済的にも手技的にも最も使いやすいのは, ^{57}Co 水溶液(122keV, 270日)や必要時にジェネレータより得ることのできる $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -水溶液と思われるが, 非密封の注射液であるため使用が許可されない. 術者の被曝線量は管理区域の $300\mu\text{Sv/w}$ (将来は100)を/hrに換算した値の $6\mu\text{Sv/hr-1m}$ (将来は2)以下に保つことが一応の目安と考えられる. しかし, 現時点でTCTを実施すると, 「線源を装備した γ カメラは診療用放射線照射装置となり, 照射は医師, 歯科医師, 及び診療放射線技師に限る」という医療法に違反する施設が多く現れるはずであり, 「一つの装置は一つの部屋で使用(X線, RIは同室に置けない)」という規則にも反する. また, 100mCi ($3,700\text{MBq}$)以上は「届け出」でなく, 「許可」を必要とする. 例外的には現在, PET施設などでの研究的な利用においては医師の裁量権が重んじら

Table Transmission線源

診療用放射線照射装置		
核種	放射能(MBq)	線量($\mu\text{Sv/hr-1m}$)
^{153}Gd (線) (241d)	11,100	0.75
	$3,700 \times 2$	1.4
	$9,250 \times 2$	12.2
^{241}Am (線) (430y)	5,550	11.9
診療用放射線器具		
核種	放射能(MBq)	線量($\mu\text{Sv/hr-1m}$)
^{153}Gd (面)	1,850	16.3
その他	^{57}Co (270d), $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{201}Tl	
PET ^{68}Ga	400×2	20

遠藤:核医学(1998)

れ, 外部線源の使用は黙認されてきた. これらの不合理を解消すべく, またX線-CTを装備した γ カメラも登場するかもしれないというこの時代に適応した, 抜本的な法改正が期待される.

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、そうなるとも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、さらに生理ファン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