

1. Transmission法の違いによる画質への影響

Symposium

佐藤 敬

国立がんセンター東病院放射線部

はじめに

近年、PET検査は法的な背景(FDGの保険適応、PET-CTの認可)や薬剤(FDG)の供給開始などが起因し急速に腫瘍診断のなかに取り入れられてきている。もう一方、装置性能において年々、技術向上が推進され検出器、収集処理系や新しい再構成法の技術導入がされ、それに伴い画質向上と検査時間の短縮化も行われ改善されている。PET検査は吸収補正を行うことで精度の高い定量値が得られる特徴があり、収集においてtransmissionデータが必須となる。現状、臨床で使用されているPET装置はさまざまであり、transmissionの方式も線源の相違やPET-CTの登場により多様化している傾向である。本報告では現状行われているtransmission法において原理や特性などを比較し収集条件や標準化における注意点などについて検討したので報告する。

1. transmission法の多様化について

現在、臨床で稼動しているPET装置で用いられるtransmission法は、外部線源とX線CTによるものに大別される。外部線源は⁶⁸Ge-⁶⁸Gaの陽電子(positron)放出核種と単一光子(single photon)放出核種の二つがあり、後者では消滅放射線とエネルギーの近い¹³⁷Csなどが主に使用されている。腫瘍PET検査では効果判定などの使用目的においてSUV(standardized uptake value)などの半定量値を用いた画像評価が行われる。収集条件を考えるうえでtransmission scanは検査時間に関係するがそのデータ精度により画質や定量値へ影響することを考慮しなければいけない。特に定量値の誤差については臨床的にも重要となるため注意が必要である。transmission方式の特性を知ることは重要であり、画質に及ぼす影響を理解しておく必要性がある。transmission法が多様化したことでの統一化が困難となってきたが、使用する側は装置の特性を把握したうえで条件を設定することを考えなければいけない。

2. 各方式の特徴と原理

各方式の特徴と簡単な原理について説明する。

2-1 ⁶⁸Ge-⁶⁸Ga同時計測法

外部線源法では⁶⁸Ge-⁶⁸Gaを用いた同時計測法が主流であった。この方法は同時計測を用いることでtrueとrandomの弁別が行われることで散乱線(random)の除去が可能となる。かつ使用核種と同一の511keVでの

人体の減弱が求められることで最も使用されている方式である。またpost injection transmission(PIT)やノイズ低減処理法であるsegmented attenuation correction(SAC)の処理機能が追加され、薬剤投与後の収集と短時間収集が可能となり検査時間も短縮化されている。しかし、極端な短時間収集ではcount不足による統計雑音の影響があることや、SACを用いることで定量値にも誤差が生じることに注意しなければいけない。⁶⁸Ge-⁶⁸Gaの半減期は271日であり、線源の減衰による放射能強度変化により収集時間が一定化しない。コスト的にも定期的に交換が必要とされる点から維持費がかかる。

2-2 ¹³⁷Cs single photon計測法

もう一つの外部線源法が¹³⁷Csポイントソースを用いたsingle photon方式であり、概略図をFig. 1に示す。図に示されるように線源の後方はシールドされ放出されるγ線はファンビーム状で使用される。同時計測法に比較し高い出力を利用できる点からノイズの少ないtransmissionデータが得られる。¹³⁷Csは陽電子放出核種ではないが、662keVのエネルギーピークを有している。そのため吸収補正データは511keVの減弱係数値への変換が必要となる。また半減期が長い(30年)ことから減衰による強度変化の依存性がないことや線源交換の必要がない点から、コスト低減化も可能とされている。特徴として同時計測を用いないことで線源強度の高いものが使用できるが、散乱線の影響や被写体厚などで定量値に若干、影響があるという課題点も報告されている。

2-3 X線CT法(PET-CT)

法律の改正などに伴い2003年末より国内でのPET-CT装置が使用可能となった。CTを組み合わせる目的としてCT画像(形態情報)とPET(機能情報)との画像重ね合わせ(fusion)およびCTデータを活用した吸収補正が挙げられる。CTは40~140keVの連続X線であり、使用管電圧(80~140kV)における実効エネルギーは50~70keV程度となる。外部線源とはエネルギーが大きく異なる特徴があり、511keVのγ線における人体の減弱係数値に変換が必要となる。PET-CTでは各管電圧におけるCT値-511keV減弱係数値変換テーブルを設けておりFig. 2はそれを示したグラフである。CTを用いたtransmissionデータはCT値を基に511keVに対応させた減弱係数値に変換され、吸収補正データとして使用

される。外部線源法に比較し高い線量が得られることから定量精度も安定している。しかし撮像方法でPETとCTでは呼吸(息止め)法が異なる点やアーチファクトによるCT値のエラーなどで定量値に誤差が生じる場合があることに注意しなければいけない。また、その誤差の割合なども機種により補正アルゴリズムが異なることから一様ではないことがいえる。scan時間は大幅に短縮されるが被ばく線量が増加する課題がある。

3. 各方式における補正データの違い

各方式を採用した装置を用いて人体およびファントムを撮像し μ -mapで比較を行った。使用装置は下記に示すとおりである。

1) ^{68}Ge - ^{68}Ga 同時計測法

Discovery LS(GE社製)

^{68}Ge - ^{68}Ga ラインソース: 400MBq

2) ^{137}Cs -single photon計測法

eminence SET-3000G(島津社製)

^{137}Cs ポイントソース: 740MBq

3) PET-CT(X線CT)

Discovery LS(GE社製)

方法として線源法の条件は人体(約2~10min), ファントム(60, 300, 1800sec)と時間を変化させ収集した。各装置は収集方式なども異なり同一の時間設定は行えないため、なるべく近い時間を選択して撮像した。CTは電流依存などがないことから、140kV, 100mA, 0.6secの一定条件にて撮像した。Fig. 3は人体における各方法の μ -mapを示したものである。視覚的に線源の短時間収集のものとCTで補正を行ったものではノイズ成分は異なる。CTは線量が多い点からノイズが少ないデータが得られている。線源では特に ^{68}Ge - ^{68}Ga 同時計測法の短時間でノイズ成分の多い画像となっている。 ^{137}Cs -single photon計測法はそれに比べ全体的にノイズは少ない傾向であった。

次にファントムで同様な測定を行ったものをFig. 4に示す。各装置で撮像したファントム画像は人体と同様な傾向を示した。Fig. 5は、外部線源法の両者においてファントムデータより測定しCOVを算出してグラフに表したものである。視覚的な評価と一致して数値でも ^{137}Cs の方でノイズが低値を示した。CTのCOV値は0.45であり線源法の長時間収集の値よりも低い値であった。

4. 定量性の比較

transmissionデータは吸収補正を行うために用いられるデータである。しかしそのデータにノイズが多い場合や散乱線などが含まれ誤差が生じた場合, emis-

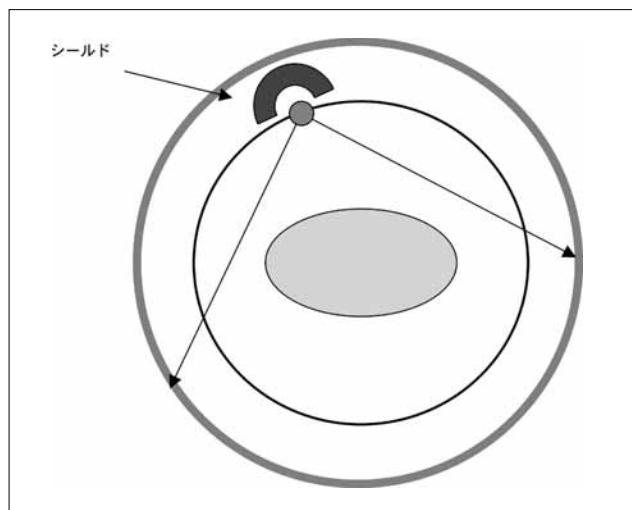


Fig. 1 ^{137}Cs -single photon計測法の概略図

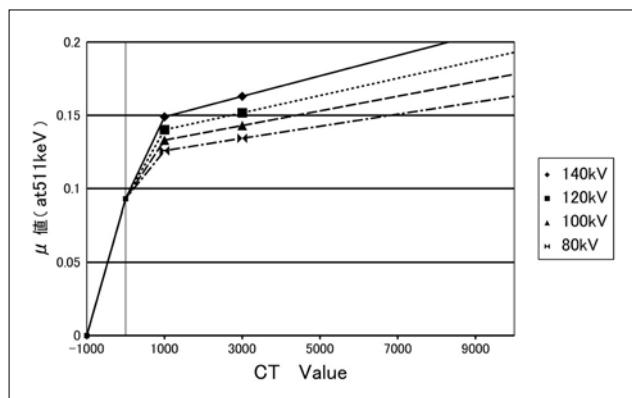


Fig. 2 各管電圧におけるCT値-511keV減弱係数値変換テーブル

sionデータにその誤差が伝播し最終的なPET画像にも影響が生じてしまう。Fig. 6はX線CT法と外部線源法(^{68}Ge - ^{68}Ga)においてemission時間を変化させたときの定量値を比較したものである。X線CT法はtransmissionデータ自体のノイズ成分が少ないとemissionデータを良くすることで定量値の変動が小さくなる傾向となる。短時間の線源によるtransmissionデータではemissionを良くしたとしてもその変動幅は変化せず, transmissionのノイズの影響が画質に影響する。PETの収集条件は二つの収集データが影響し合うため、双方で誤差の少ないデータが理想的である。しかし検査時間などの制約もあるため両者のバランスを考慮して時間設定を行うことが望ましい。

5. 各方式における課題と注意点

前項で述べたが、外部線源法では時間因子(count)や方式によってtransmissionデータに誤差が生じる影響がある。収集条件で改善されるものもあるが装置固

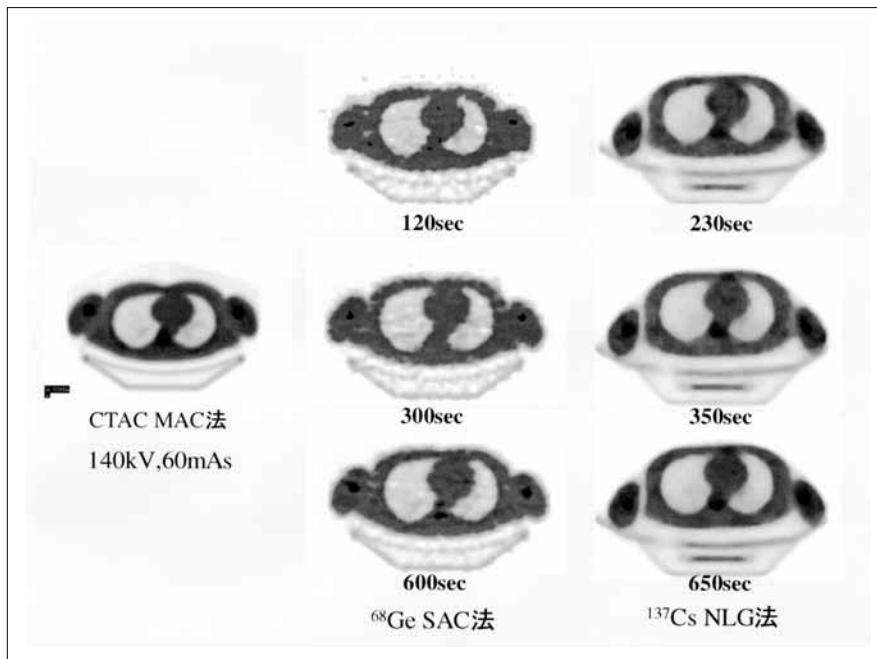


Fig. 3 μ -mapを用いた人体での比較

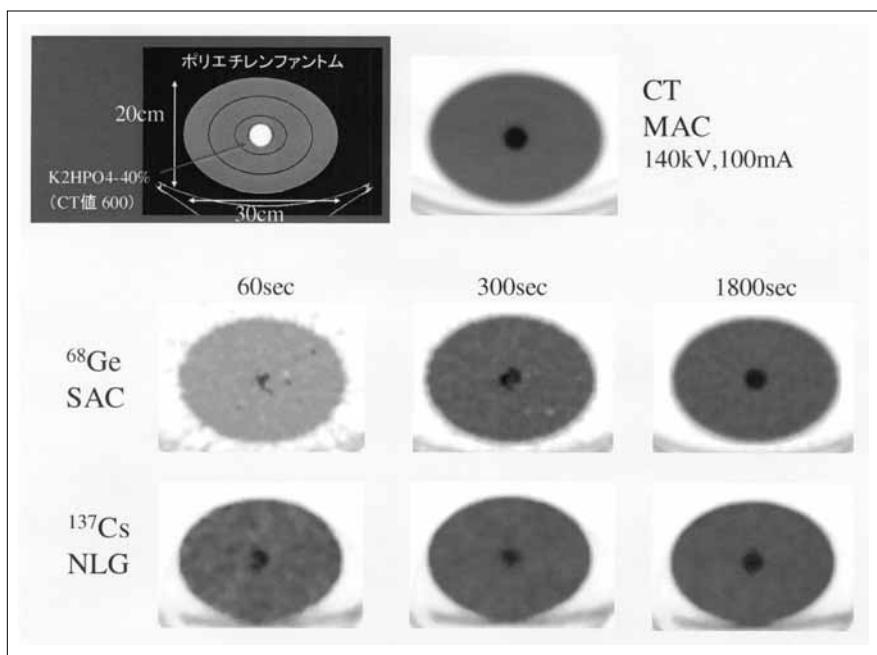


Fig. 4 ファントムでの比較

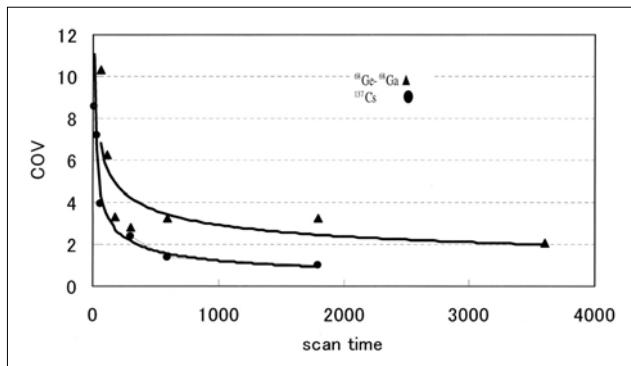


Fig. 5 外部線源(^{68}Ge - ^{68}Ga と ^{137}Cs)ノイズ特性比較

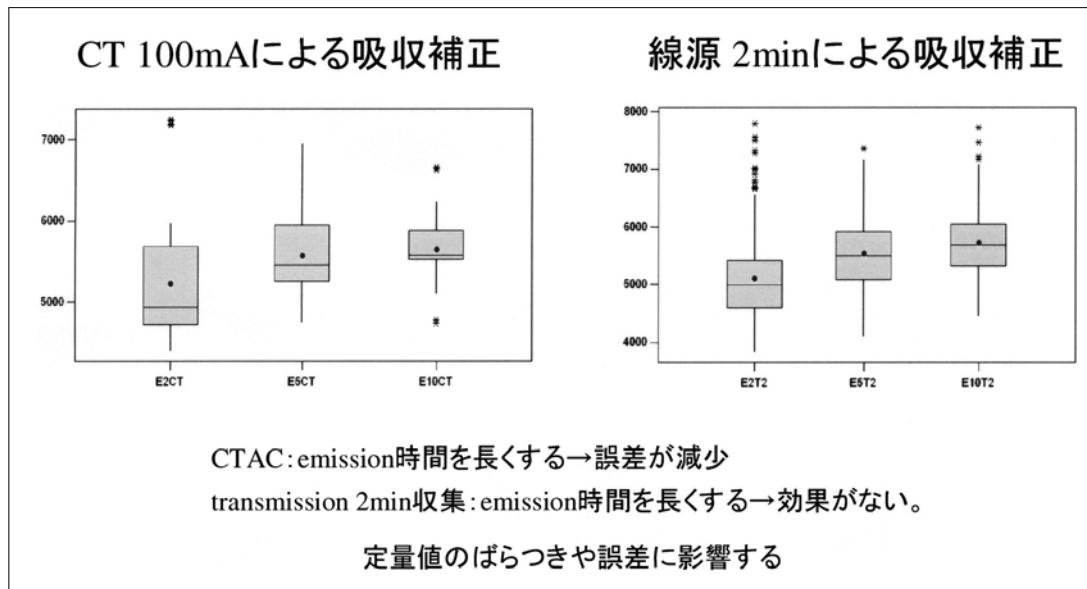


Fig. 6 定量値への影響

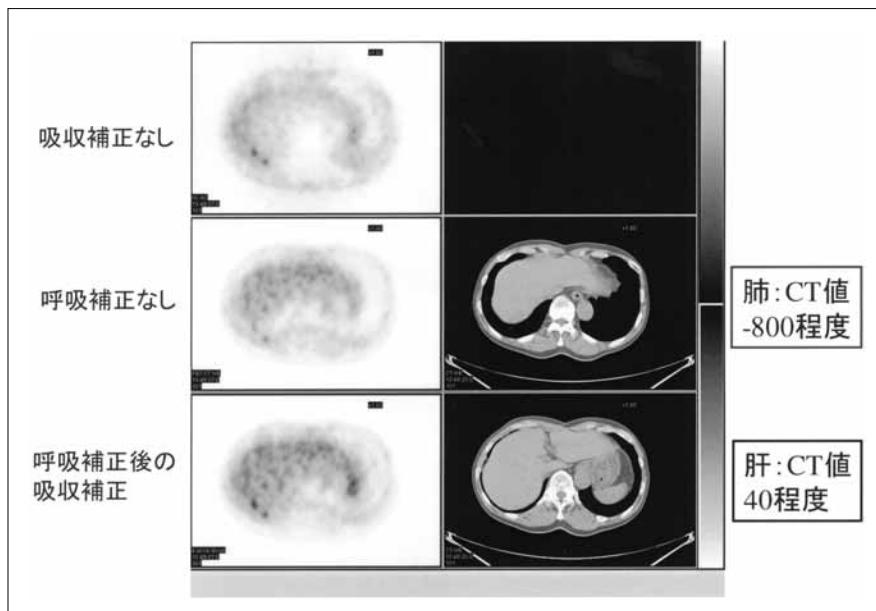


Fig. 7 呼吸による影響

有の特性もあるため、使用機種の特徴を把握する必要がある。CT法においても撮像方法の違いなどからCT値のずれが生じる場合、描出能や定量値に影響を与えることがある。Fig. 7は呼吸のずれによって生じた誤差の例である。肝臓内にある病変が呼吸運動により描出能が低下しさらに肺で吸収補正された場合、その集積の定量値には誤差が生じる。呼吸による影響はX線CT法ではまだ課題事項であり、今後の改善が必要とされる。

6.まとめ、結語

現状、稼動しているPET装置において行われているtransmission scanは外部線源法やX線CT法それぞれにおいて利点や課題が異なる。また収集方式や補正アルゴリズムにも相違点があり機種ごとにその条件は異なるため、条件の統一化は困難であるといえる。現時点では各方法における特性的な違いを議論している状況である。最終的なPET画像などに指標を設けることなどの対策が必要である。方式や補正過程が異なっても出力される画質を一定化することが可能となればPET画像の精度を高められるものと考える。