

4. 臨床における最適収集時間の検討

Symposium

田崎 洋一郎

医療法人社団ゆうあい会ゆうあいクリニック画像技術部

緒 言

2005年よりPET製剤 ^{18}F -FDGが薬剤メーカーから供給され、FDG-PET検査実施施設は全国で急激に増加している。しかし ^{18}F は短半減期核種であるため、投与予定時刻の検定時刻からの遅れによる放射能の減衰という不可避の問題がある。これは検査スケジュールを決定する際には重要なファクターとして考慮しなければならない。

現在は、これまで主流であった2D収集からさらに高感度で高速な3D収集が中心となる¹⁾とともに、メーカーごとに個性のあるシステムが組まれている。しかし、われわれユーザーはそれぞれの装置に対して、画像再構成条件や投与量とともに収集時間を設定する必要性が生じている²⁾。今回のテーマである収集時間の設定を行う際は、「2D収集と3D収集」「投与量」「装置の特性」「受診者の体格」等の違いにより画像が影響を受けるため、それぞれの担当者は頭を悩ませることが少なくないのではないだろうか。

今回は収集時間の設定で画質はどのように変化するか、また何を基準に設定値を調整すれば良いかについて理解することを目的として、ファントム評価および臨床評価(ボランティア)を行ったので報告する。

1. ファントムによる評価

使用機器は3D収集専用機の島津製作所社製Emibnence G(SET-3000G/X)を使用した。体軸方向有効視野は156mmである。収集条件はemission収集ウィンド

設定値を300~700keV、再構成条件はFORE+DRAMAとし(iteration:1, post filter:Gaussian 6mm), whole bodyの収集条件とした。emission・transmission同時収集とし、bed motionは0.3mm/sec, 0.6mm/sec, 0.9mm/sec, 1.2mm/secと変化させ撮像を行った。ただしbed motionを収集時間として考えた場合は250mmの範囲について1200sec, 550sec, 350sec, 260secである。ファントムは糸井樹脂製作所社製NEMA IEC人体ファントムセット2001および散乱ファントム2001を使用した。

評価方法は、それぞれのbed motionにおける球形インサートの中心のスライスにバックグラウンドとして $\phi 37\text{mm}$ のROIを12個描いた。これを連続する5スライスについて計60個描き、それらのCV値を求めて比較した。同時に球形インサートの収集時刻のNECR(noise equivalent count rate)を算出し、ファントム内の放射能濃度とCV値の変化の比較も行った。

得られた画像はbed motionが遅く、つまり収集時間の長く放射能濃度が高い状態では、ざらつきの少ない画像が得られ、bed motionが速く、放射能濃度が低い状態では、ざらつきが目立つ結果となっている(Fig. 1)。また算出されたNECRのグラフより、ピーク付近と考えられる放射能濃度が30kBq/ml以上の領域においては、それ以上放射能濃度が高くてもCV値は変化していない(Fig. 2, 3)。つまりそれ以上投与量を増やしても画質の向上はみられないと推測できる。またbed motionは遅いほど、CV値は低下した。しかし収集

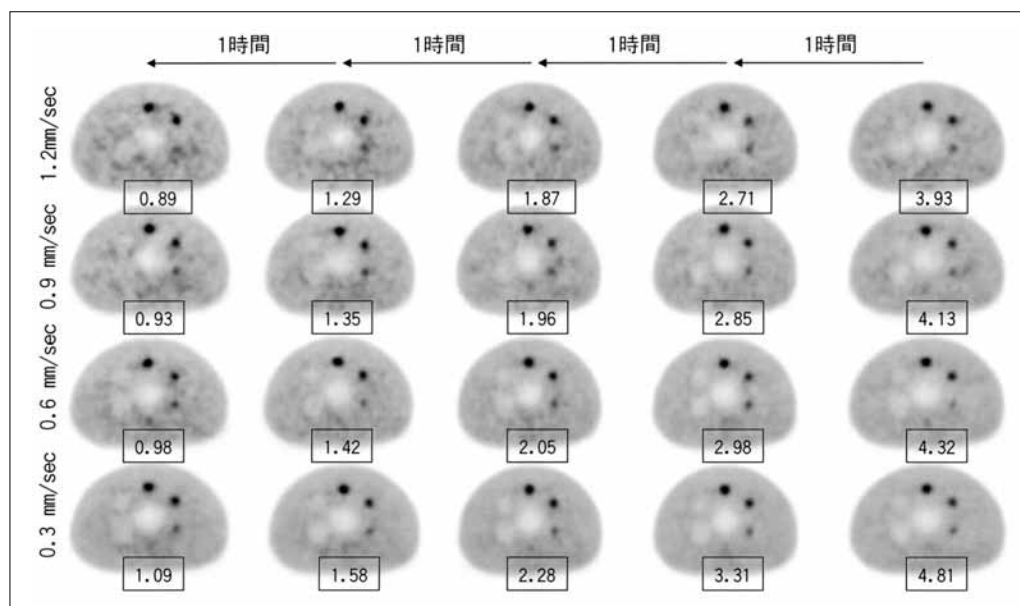


Fig. 1 放射能濃度変化に対する画像評価
内の数値はバックグラウンドの放射能濃度(kBq/ml)

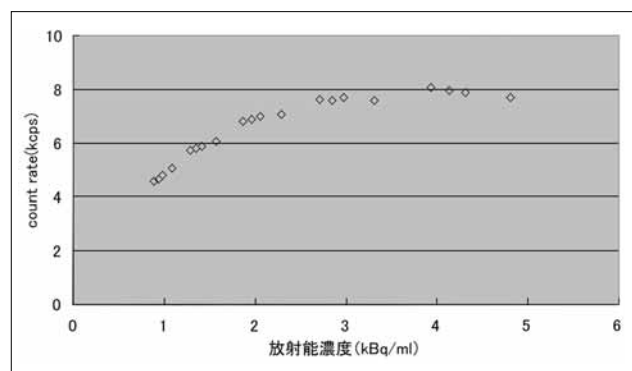


Fig. 2 ファントム内の放射能濃度とNECRの関係

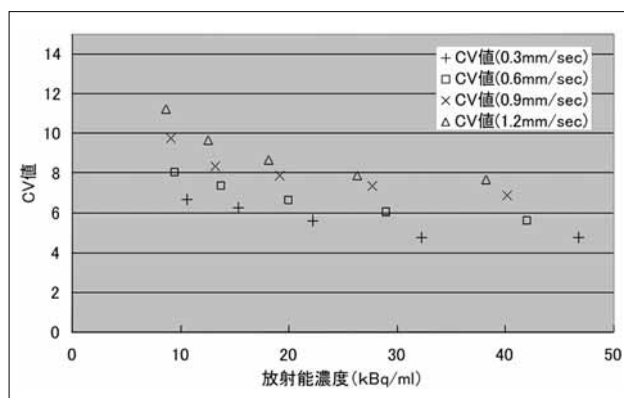


Fig. 3 ファントム内の放射能濃度とCV値の関係

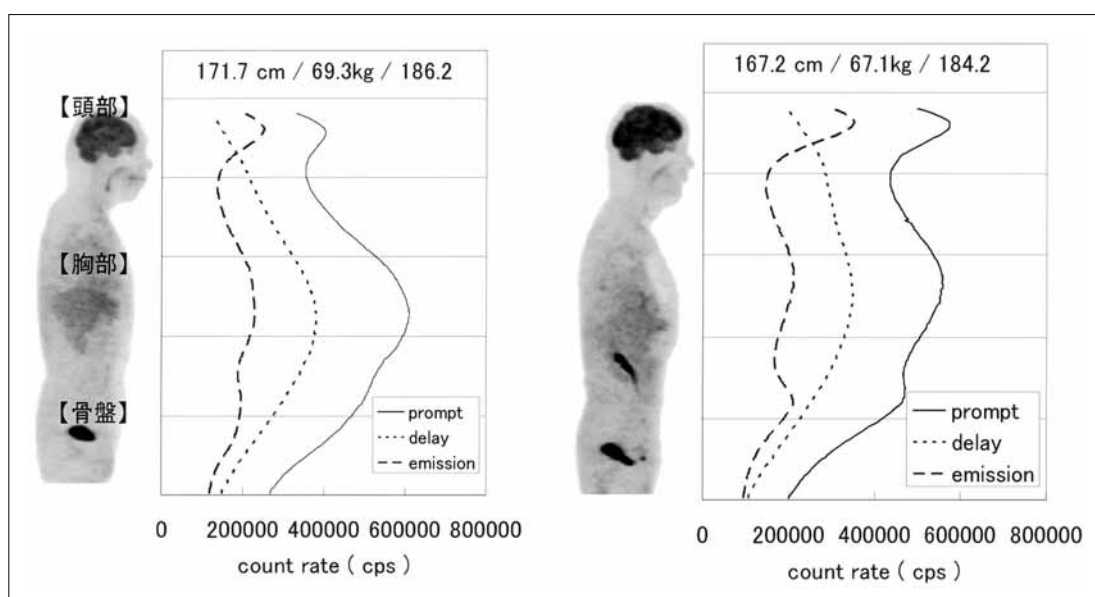


Fig. 4 人体から観察される各部位のprompt, emission, delayの変化

時間を延長し続けても、ある程度低下した後は、ほとんど変化はみられなくなることも分かる。

このようにそれぞれの装置ごと、設定条件ごとの特性を知るうえでファントムによる評価の必要性は高い。しかしほぼ同一の投与量と体型であったとしても、人体から測定される各カウントは、ファントムと異なり多様な形態を示す (Fig. 4)。したがってファントムにて全身撮像の条件を決定することは残念ながらできない^{3, 4)}。

2. 人体による評価

同一ボランティアに対して、189.0MBqと91.7MBqを異なる検査日に投与を行い、以下の検討を行った。

使用機器はシーメンス社製ECAT ACCELを使用した。emission収集ウィンド設定値は350～650keV、再構成条件はFORE+OS-EMとし iteration: 1, subset 16,

post filter: Gaussian 6 mm) 収集を行った。収集時間はtransmissionを2分、emissionは開始時刻が同一時刻となるようにマルチベッドでのdynamic emission収集を使用し、1ベッドを1分ごとに10分間の収集とした。撮像後に画像を加算することによってemission収集開始時刻が同一となる1分から10分の1時間後像を作成した。また撮像部位は上腹部とし、撮像された肝臓に円形のROIを設定し、連続する5スライスについてCV値を求めた。1時間後像と同様に2時間後像・3時間後像についても同一部位を撮像し、異なる投与量の場合、異なる収集開始時刻、そして異なる収集時間について検討を行った。

臨床画像より、同一断面についての収集時間を変化させ、投与量が異なる場合の画像を示す (Fig. 5, 6)。収集時間が短いときほどノイズの多い画像という結果は投与量の違いにかかわらず共通であった。しかし投

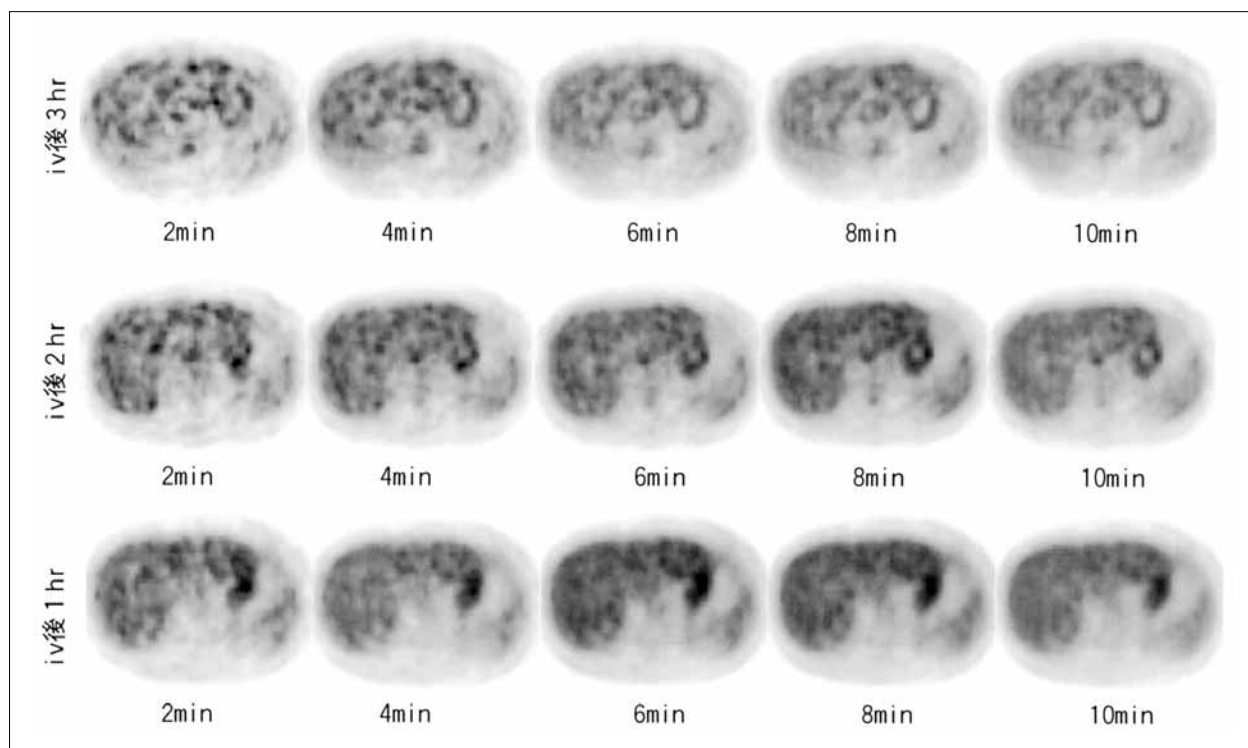


Fig. 5 投与量91.7MBq時の1時間後、2時間後、3時間後像と、emission収集時間の変化に対する同スライス画像の比較

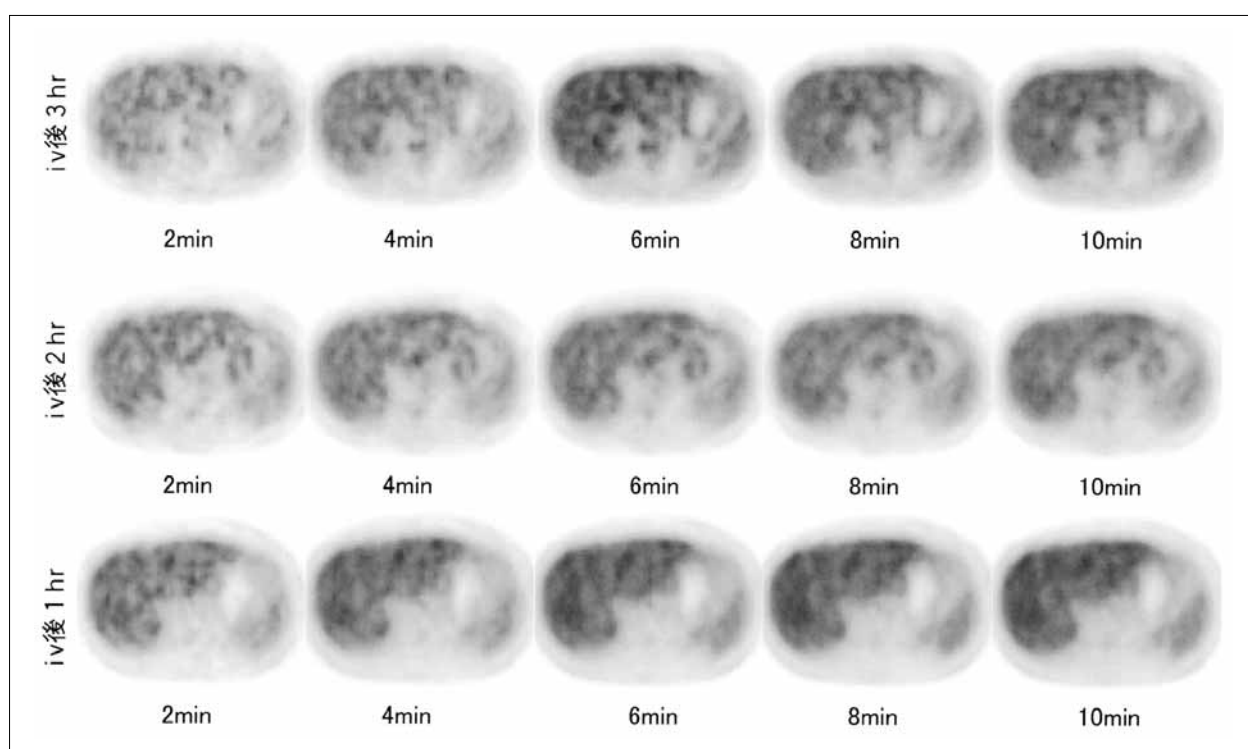


Fig. 6 投与量189.0MBq時の1時間後、2時間後、3時間後像と、emission収集時間の変化に対する同スライス画像の比較

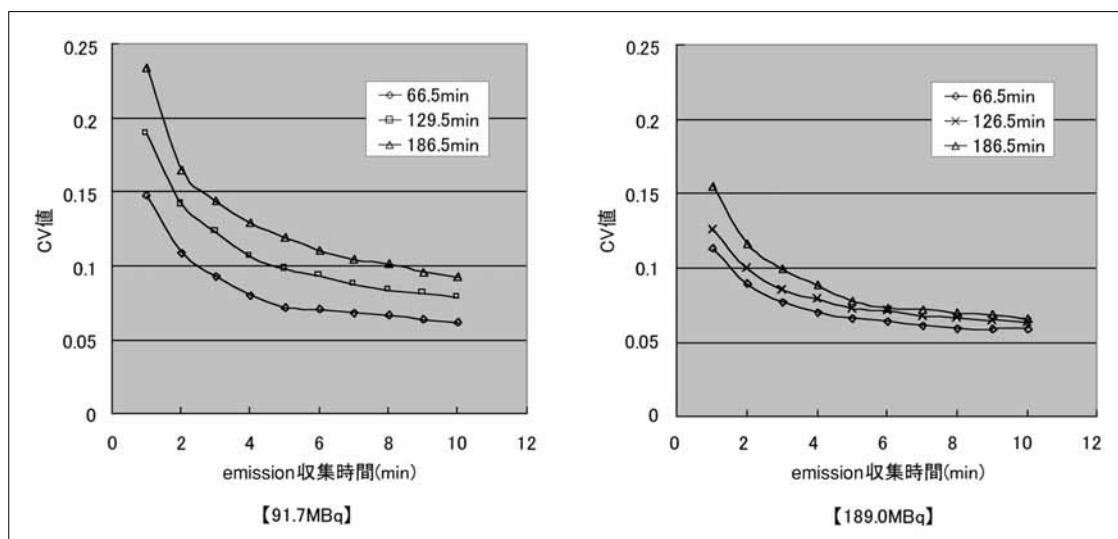


Fig. 7 投与量91.7MBqと189.0MBq時の1時間後像, 2時間後像, 3時間後像と, emission収集時間の変化に対する同一断面のCV値との関係

与量が少ない場合の画像は, それが顕著に現れている. 肝臓のスライスから求めたCV値の変化からは, 投与量が少ない場合は, 収集時間を延ばしても1時間後像が2時間後像, 3時間後像と同一のCV値になることはなかった. しかし投与量が多い場合は, 投与量が少ないときと比較し, 収集時間の延長により, ほぼ同一のCV値に近づけることができた (Fig. 7). 同一CV値を目指す場合には, これらの関係を理解し収集時間を設定することは必要である. しかし今回のデータは限られた条件下における, ある特定のボランティアの結果であって, それ以外の受診者については, 異なる結果となる可能性もあるということは論ずるまでもない^{4, 5)}.

3. まとめ

使用装置や収集条件はもちろんであるが, 体型や投与量の違いによっても画質は大きく変化する. したがって今回用いたCV値に関する結果は, 全く異なる傾向を示すことも考えられるので注意が必要である. 装置の特性を考慮せず投与量を単純に増やしても散乱同時計数, 偶発同時計数の増加に伴い, 画質の改善はできない. しかし今回のように投与量が少ないときには, 主に統計ノイズの影響と考えられるが, 画質の悪化がみられることもある.

今後は, すべての医療機関が常に装置の限界の追求や, 曖昧な根拠に従って条件を設定するのではなく, EBMに基づいたPET検査となるように, 医師やメーカーも含めて議論を重ね, より良い検査を行えるよう努力していく必要がある.

参考文献

- 1) 西村恒彦, 佐治英郎, 飯田秀博: クリニカルPET 一歩千里. pp.8-41, メジカルビュー社, 東京, (2004).
- 2) 松本圭一, 松浦 元, 簗田英理, 他: 三次元全身FDG-PET収集におけるBody Mass Indexを用いた投与量および収集時間の最適化. 日放技学誌, 60(11), 1564-1574, (2004).
- 3) NEMA Standards Publication NU 2-2001: Performance Measurements of Positron Emission Tomographs (2001).
- 4) 日本核医学技術学会 編: ポジトロン断層撮影 PET 技術マニュアル, pp.39-62, 83-96, (2006).
- 5) 日本核医学会: 院内製造されたFDGを用いたPET検査を行うためのガイドライン(第2版). pp.7-12, (2005).