

三次元心筋 PET の検討

杉本 勝也^{**} 定藤 規弘^{**} 米倉 義晴^{**} 土田 龍郎^{***}
高橋 範雄^{***} 山本 和高^{***} 石井 靖^{***}

【目的】

三次元的 PET データ収集法(3D-PET)は検出器感度を最大限に生かした方法である。しかしながら、一方では散乱線の増加、軸方向の視野両端での感度及び空間分解能の特性の変化などの問題点もある。今回、我々は臨床での心筋 PET 検査を考慮したファントム実験にて、3D-PET を心筋 PET 検査に応用できるか 2D-PET と比較検討した。

【方法】

ファントムは胸部、心臓ファントム(RH-2型、京都科学)と肝臓ファントム(直径18 cm、高さ14 cmの円柱ファントム)及び頸部ファントム(直径16 cm、高さ15 cmの円柱ファントム)で、線源溶液に¹⁸F-FDGを用い、左室心筋の正常モデルと欠損モデルで検討した。正常モデルは心筋部に112 kBq/ml、心室内腔及び縦隔部に13 kBq/ml、肝臓に44 kBq/ml、頸部に15 kBq/mlを注入したもので、欠損モデルは六分割された心筋ファントムに六種類の濃度(55, 45, 35, 29, 24, 12 kBq/ml)を注入し、心室内腔及び縦隔部に8 kBq/ml、肝臓に12 kBq/ml、頸部に8 kBq/mlを注入したものである。用いた装置は全身用 PET スキャナー Advance (GE社製)で、2D, 3D, 透過スキャン共に10分で収集し、画像再構成はマトリックスサイズ128×128、ピクセルサイズ3 mm、スライス厚4.25 mm、フィルターは2DがHanning (cutoff 6 mm) 3Dは断面内にHanning (cutoff 6 mm)、軸方向にRamp (cutoff 8.5 mm)の組み合わせ(3D-R)と軸方向もHanning (cutoff 8.5 mm)の組み合わせ(3D-H)の二種類で、吸収補正を行い散乱線補正は有り無しで行った。得られた断層像からBull's eye mapを作成した。検討項目は雑音特性、均一性、定量性の精度、散乱線補正の効果である。

【結果・考察】

Fig. 1 に正常モデルの視野外線源(頸部、肝臓ファントム)有り無しに対する2D及び3D収集の雑音等価計数(Noise Equivalent Count Rate : NEC)と心筋濃度(A_{Myo})との関係を示す。NECは収集データの信号対雑音比(S/N比)の指標として

用いた。3D-PETのS/N比は A_{Myo} が10 kBq/ml以内では2Dの2倍に改善するが、それを越えると視野外線源からの影響によりS/N比が低下し、100 kBq/mlを越えると逆に2Dよりも劣化することが示された。

Fig. 2 に正常モデルの2Dと3DのBull's eye map全体における% S.D. Noiseと A_{Myo} との関係を示す。2Dの% S.D. Noiseは A_{Myo} の増加に対し8.5%から5.4%まで低下し、最小値は100 kBq/ml以上の高濃度領域に存在すると考えられる。一方、3Dの% S.D. Noiseの最小値は30 kBq/mlの時に得られ、3D-Rが5.2%で3D-Hが6.3%であった。3D-Hの% S.D. Noiseは20 kBq/mlを越えると2Dより高くなるが、3D-Rは常に2Dよりも低い% S.D. Noiseを示した。また、 A_{Myo} が7 kBq/mlの時の3D-Rの% S.D. Noiseは5.5%で2Dの65%(2D : 8.5%)に減少した。

Fig. 3 に正常モデルのBull's eye mapから算出した側壁/前壁比、下壁/前壁比、中隔/前壁比を示す。2Dでは心基部の下壁のみに集積低下を認めた。3D-Hでは側壁と中隔の集積増加と下壁の集積低下を認めたが、3D-Rでは側壁と中隔の集積増加を認めず、下壁の集積低下も認めない。このように、3D-PETでは最適な再構成フィルターの選択により、画像ノイズと均一性が改善されることが示された。

Fig. 4 に正常モデルを用いて行った定量性の精度の測定結果を示す。Well counterで測定したファントムの A_{Myo} とPET値との直線関係の傾きは2Dが0.77であるのに対し、3D-Rが0.74で、2D-PETに比べて3%の過小評価であった。

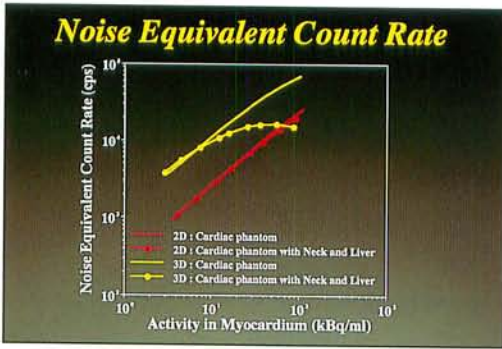
Fig. 5 に欠損モデルを用いて行った濃度直線性の測定結果を示す。散乱線補正を行った場合と散乱線補正を行わなかった場合を比較したもので、3D-PETは散乱線補正により心筋濃度と測定値の直線関係のy切片が原点に近くなり、2Dと同等にまで濃度直線性が向上することが認められた。

以上より、3D心筋PETでは最適な投与量と再構成フィルターの選択そして、散乱線補正により十分に臨床応用が可能であると考えられた。

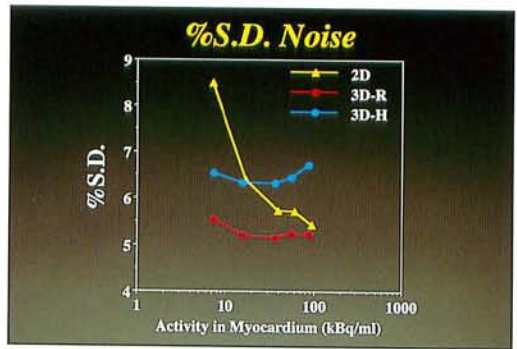
** 福井医科大学 放射線部

*** 同 高エネルギー医学研究センター

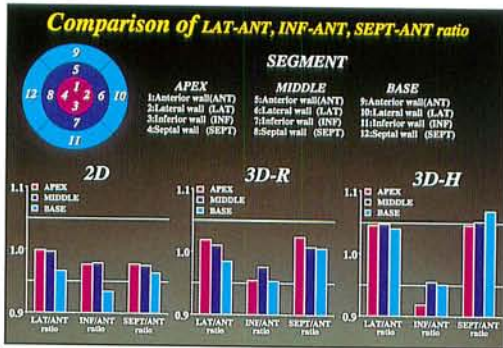
**** 同 放射線科



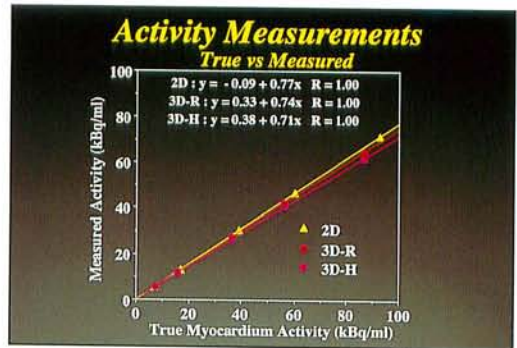
▲ Fig. 1



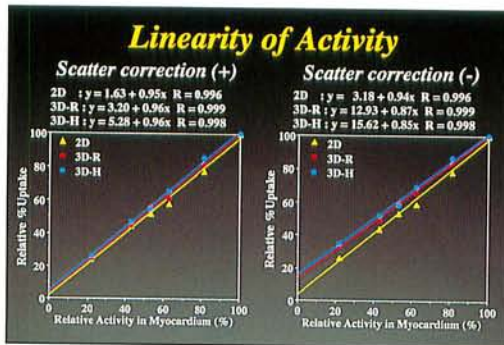
▲ Fig. 2



▲ Fig. 3



▲ Fig. 4



▲ Fig. 5