96. 2 検出器型 SPECT 装置における平行型コリメータ用 トランスミッション線源の製作と評価

Development and estimation of transmission source for dual head gamma cameras

秋田県立脳血管研究センター放射線科 ©柏倉明美、庄司安明、菅原重喜、菅幹雄、

(Akemi Kashikura) (Yasuaki Shouji) (Shigeki Sugahara) (Mikio Kan)

佐々木信夫、羽上栄一、豊嶋英仁、小野寺洋 放射線医学研究部 飯田秀博、成田雄一郎

(Nobuo Sasaki) (Eiichi Hagami) (Hidetoy Toyoshima) (Hiroshi Onodera)

(Hidehiro Iida) (Yuuichirou Narita)

目的: 2 検出器型 SPECT 装置を用いて、体幹部における定量的 μ 分布画像を得るため、コリメータ付トランスミッション線源の最適形状に関するシミュレーション、試作及び評価を行った。

Transmission 線源の設計: 今回採用した、面線源とパラレルホールコリメータの組み合わせは、ライン線源とファンビームコリメータの組み合わせに比べ、感度の低下はあるもののトランケーションエラーはない。ただし、面線源ではトランスミッション画像中に含まれる散乱線が μ 値を低下させる。従って正確な μ 値を求めるためには散乱線を取り除く必要がある。この目的で、コリメータ付トランスミッション線源を考案し、試作・評価した。図 1 は、コリメータ付トランスミッション線源におけるコリメータの最適形状を検討した実験を示す。パラレルホールコリメータの表面にライン線源を設置し、トランスミッション像を収集した。これより μ 分布画像を求め、得られた μ 値とスライス幅との関係を求めた。この結果、正確かつ一定な μ 値はライン中心を挟んで 4 cm 程度であった。両側の袖の部分では μ 値が低下し、従って散乱線成分を含んでいた。この実験結果をもとにコリメータの設計を行った。コリメータの高さを 50 mm、開口幅を 5 mm とし、この間隙にラインソースを配置した (図 2)。線源全体の大きさは、幅 40 cm、体軸方向 15 cm、重さ約 5 Kg である。線源は Tc 約 1.5 GBq を用いた。画像再構成は OS-EM 法¹⁾ 散乱線補正は TD-CS 法^{2, 3)} を用いた。

Fig.1

Fig.2

Transmission 線源の評価: コリメータ形状の最適化により散乱線の大幅な除去が可能になったことをモンテカルロ法で推定したエネルギースペクトルにより確認した (図 3)。一方、3 種類の直径の異なる水ファントムにおいて μ 値の測定を行った。ファントムの大きさに依存せず、値は 0.154 cm^{-1} とほぼ一定で、かつ理論値と一致した。また、正常人の左心室における μ 値も、0.162 cm^{-1} と理想的な値が得られた。

Fig.3

まとめ: ①今回設計・製作したコリメータ付トランスミッション線源を用いることにより、散乱線の大幅な除去が可能になり、かつ正確な μ 値が得られた。②ライン線源の採用により面線源に比べ取り扱いが容易になった。③コリメーションにより技師の被曝の低下が期待された。④ EM 法、散乱補正との併用により心筋の下、後壁のカウントが上昇し、かつ均一な画像が得られた。⑤ TD-CS 法の採用によりノイズの上昇が少なく、かつ高コントラストな画像が得られた。

参考文献 (1)Hudson HM, et al. Accelerated image reconstruction using ordered subsets of projection data. IEEE Trans Med Imag MI-13, 601-609, 1994 (2)Meikle SR, et al. A transmission dependent method for scatter correction in SPECT. J Nucl Med 35, 360-367, 1994.

(3)Narita Y. et al. Monte carlo and experimental evaluation of accuracy and noise properties of two scatter correction methods for SPECT. IEEE Trans Med Imag (in press)