

MLEMアルゴリズムによる3DPET画像再構成

OGAWA, Koichi / 佃, 研 / 尾川, 浩一 / TSUKUDA, Ken

(出版者 / Publisher)

電子情報通信学会

(雑誌名 / Journal or Publication Title)

電子情報通信学会総合大会講演論文集

(号 / Number)

1

(開始ページ / Start Page)

109

(終了ページ / End Page)

109

(発行年 / Year)

1996-03-11

D-109

ML EM アルゴリズムによる 3D PET 画像再構成

3D PET Image Reconstruction Using ML-EM Algorithm

佃 研 Ken Tsukuda
尾川 浩一 Koichi Ogawa

法政大学工学部電気工学科
Department of Electrical Engineering, College of Engineering, Hosei University

1 はじめに

ポジトロンCT(PET : Positron Emission Tomography)において、軸方向に検出器リングを積層し同時計数カウントを三次元的に収集する手法は検出感度が向上するため注目されている。このようなデータからの再構成法の一つとして、物体空間上における光子対の検出確率を用いて統計的に再構成を行う最尤(ML : Maximum Likelihood)推定がある[1][2]。本研究ではこの検出確率を再構成点毎に正しく求め、ML推定による三次元画像再構成を行った。

2 ML EM 画像再構成

画像 λ から同時計数データ Y の発生する条件付き確率 $f(\lambda|Y)$ を定義する。ML 推定による画像再構成では、この条件付き確率 $f(\lambda|Y)$ を最大にするように画像 λ を推定する。この推定を行うために期待値最大化(EM : Expectation Maximization)アルゴリズムを適用すると、画像再構成の推定式は、

$$\lambda_j^{n+1} = \frac{\lambda_j^n \sum_{i \in J_j} c_{ij} Y_i}{\sum_{i \in J_j} c_{ij} \sum_{k \in I_i} c_{ik} \lambda_k^n} \quad (1)$$

となる。ここで、 λ_j は画素 j の画素値、 Y_i はチューブ(検出器対)での同時計数データ、 c_{ij} は画素 j から放射された光子対がチューブ i で検出される確率、 J_j は画素 j に関わるチューブの集合、 I_i はチューブ i に関わる画素の集合である。

3 検出確率 c_{ij} の定義

いま、チューブ i が検出器 u と v により形成されるとする[図1(a)]。ここで点線源 j から検出器 v 上の $A'B'C'D'E'$ に対して張られる立体角を S とするとき[図1(c)]、点線源 j から発生した光子対がチューブ i で検出される確率 c_{ij} は、 $c_{ij} = S / (\frac{4}{3}\pi)$ となる。

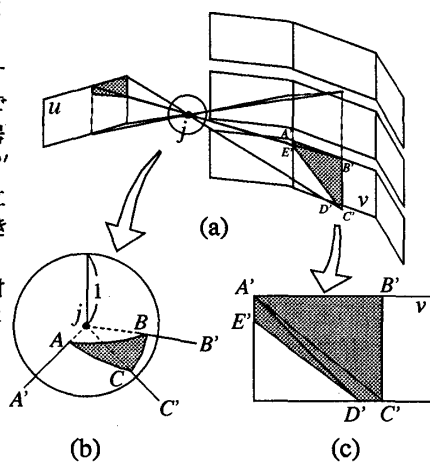


図1: 立体角

点 j を中心とする単位球を考えると、立体角 S は $A'B'C'D'E'$ がこの単位球上に投影する球面多角形の面積であり、

$$S = \text{球面三角形} ABC + \text{球面三角形} ACD + \text{球面三角形} ADE \quad (2)$$

により求められる。また単位球上の球面三角形の面積 S_{ABC} は

$$S_{ABC} = A + B + C - \pi \quad (3)$$

で求められる[図1(b)]。ここで A, B, C は球面三角形の頂角である。頂角 A は球面三角形に対する余弦定理より、

$$A = \cos^{-1} \frac{\cos \widehat{BC} - \cos \widehat{AB} \cos \widehat{AC}}{\sin \widehat{AB} \sin \widehat{AC}} \quad (4)$$

により求められる。 B, C についても同様である。 \widehat{AB} は球面三角形の辺 AB の長さであり、ここでは単位球を考えているため、

$$\widehat{AB} = \angle A_j B = \angle A' j B' \quad (5)$$

となり、他の辺の長さについても同様に求めることができる。よって A', B', C', D', E' および j の座標より、求める検出確率を得ることができる。

4 シミュレーション結果と検討

先に述べた手法により三次元画像再構成のシミュレーションを行った。また比較のため隣接する検出器リング間でのみ収集を行った同時計数データを用い、二次元的な手法による画像再構成も行った。原画像は画素数 64×64 、スライス数5の円柱ファントムを用い、検出器数128個、リング数3個、リング半径45cm、リング幅1cm、リング間のギャップ0.4cm、反復回数は30回で行った。原画像、および再構成画像を図2に示す。リング内(インプレーン)に存在するスライスでは二次元再構成、三次元再構成ともに同程度の再構成結果が得られているが、隣接リング間(クロスプレーン)に存在するスライスでは二次元再構成画像の周辺部分が中心部分に比べ低い値になっているのが判る。これはクロスプレーンでは周辺部分の検出感度が低くなっているためと考えられる。このことより三次元的なデータ収集により画像再構成を行うことで、画質改善がなされたことが判る。

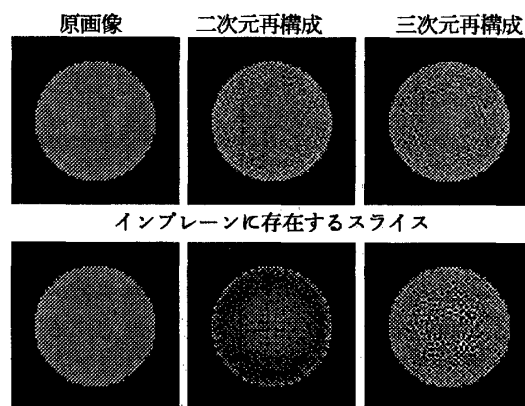


図2: 再構成画像(反復回数: 30回)

参考文献

- [1] C. M. Chen, et. al., *IEEE Trans. Med. Imag.*, vol. 10, pp.513-522, 1991.
- [2] C. A. Johnson, et. al., *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 42, pp.1223-1227, 1995.