

168 散乱光子を含むガンマ線のエネルギースペクトルからのプライマリ光子の推定

尾川浩一(法政大 工)

散乱線の混入したエネルギースペクトルからプライマリ光子の成分のみを計測することは、さまざまな放射性医薬品の分布の正確な定量を行う上で、非常に重要である。本報告では、ガンマカメラに入射するガンマ線のうち、プライマリ光子のカウントを精度良く推定するために、複数の狭いエネルギーウィンドウを用いて計測した散乱光子の混入したカウント値をニューラルネットワークに入力し、プライマリ光子のカウント値のみを推定する方法を提案する。本ニューラルネットでは3層の階層型ネットを使用し、学習にはバックプロパゲーション法を用いた。このアルゴリズムの有効性を検証するために、様々なファントムに対して適用した結果、3%以内の高い精度でプライマリ光子の推定が可能であった。

169 トリプルウィンドウを用いたSPECTにおける散乱光子の除去

尾川浩一(法政大工)、市原隆(東芝那須)、久保敦司、橋本省三(慶大放)

SPECT画像で放射性同位元素の2次元分布を定量的に表すためには、計測されたガンマ線に含まれる散乱線を除去することが重要である。この除去を効率よく、かつ実時間で行うための方策として、我々は3つのエネルギーウィンドウを用いた散乱線除去法(IEEE TMI 10(3), 1991)を提案した。この方法を心臓ファントムを用いて実施した実験データ、並びにTc-99m心筋剤(P-53)を用いて行った臨床試験データに対して適用したところ臨床面においてもその有効性が確認された。本報告ではこの結果を示し、臨床面での有効性を述べる。さらに、シミュレーションによって明かにしたウィンドウの位置、幅などの設定パラメータの最適値に関して述べる。

170 Radio Nuclide Spectroscopy法の開発

市原隆 山田勉(東芝那須工場) 竹田寛 中川毅
(三重大学医学部放射線科)

コンベンショナルガンマカメラにおいて収集される画像の画素毎にエネルギースペクトルを収集できるシステムを開発した。またリストモード収集のように任意の時間間隔で収集したエネルギースペクトラムから散乱線成分を分離してえられた光電ピーク面積より体内の放射能に比例した多核種分布の時間変化を正確に計測しその画像化ができる。今回これら高いエネルギー分解能(9%)による局所エネルギースペクトラム収集と基本的な解析手法を開発し多核種混合ファントム(Tc-99mとI-123)による分離評価を行ない良好な結果を得たので報告する。

171 β プローブシステムの開発とその評価

岡田裕之、塚田秀夫、清水啓司、山下貴司(浜松ホトニクス(株)中研) 小林 薫、井上 修(放医研)

ポジトロン標識トレーサの生体内動態をリアルタイムで計測可能な8チャンネルファイバープローブ型 β 線検出装置を開発し、ラット脳を用いて評価を行った。

本装置は $\phi 0.5 \times 3 \text{ mm}$ のシンチファイバーをプローブとし、そこからの信号を光ファイバーを介して光電子増倍管へ導き、パソコンにてデータ処理を行う簡単な構成であり、無麻酔下のフリームービング状態で同時に複数匹、複数微小部位を再現性良く計測出来る等の特長を有している。脳固定装置を用いて線条体にプローブを挿入し、 ^{11}C -NMSPの経時変化を計測したところ、非常に良好なデータを得た。また、立ち上がりの早い現象を計測可能な為、プローブを体表面に張り付ける事により動脈血中放射能濃度の非侵襲計測への応用等が今後期待される。

172 ガンマカメラによる散乱 γ 線スペクトルの測定

三枝健二、福士政広、齋藤秀敏、入船寅二(都立医技短大)

臓器イメージングでのデータ収集には光電ピークを使用して散乱線を除いているが、一般にはあるエネルギーウィンドウ幅を設けて測定するため、直接線の他、散乱線の混入がある。この散乱線の割合は使用核種・線源形状・ウィンドウ幅などの違いにより一定していない。今回、 ^{113}mTc 線源を用いて各種条件下での γ 線スペクトル測定から、ファントム中心部に線源(大きさ $3 \times 3 \times 3 \text{ cm}^3$)がある場合の周辺部並びに周辺部に線源がある場合の中心欠損部(大きさ $4 \times 4 \times 4 \text{ cm}^3$)、への各散乱線の割合を求めた。前者では線源位置の深さと共に散乱線の割合は増大(ウィンドウ幅10%で6~47%)している。また、後者では逆に欠損部位置の深さと共に散乱線の割合は減少傾向(ウィンドウ10%で32~20%)を示した。

173 PET用多結晶位置検出型検出器の開発

高草 保夫、井上 慎一((株)日立メディコ 柏工場)

3次元PET画像収集に対応する、検出器リング間隔の小さいスキャナのための検出器を設計した。

狭い間隔で多数のスライスを実装するためには、従来の装置で採用していた4シンチレータ-2PMTの1次元位置検出器ではPMTが多くなり過ぎ、対応することができない。そこでこれを2次元に拡張して、4x4BGOシンチレータと2x2PMTの組合せによる2次元位置検出器を開発した。

BGO($6 \times 12 \times 24 \text{ mm}^3$)を4x4マトリクスに組んだとき、リング接線方向のBGO間隔は7.1mm、体軸方向の間隔は14mmである。PMTはdualPMTを2本使用し、PMT-BGOの間にアクリル製の光ガイドを使用する。

PMTの4出力に加算・減算処理をおこない、列・行方向の位置信号を生成する。タイミング信号は、加算信号から生成される。位置信号をコンパレータによって波高弁別して放射線の入射したBGOアドレスを出力する。