

24 頭部用ポジトロンCT装置の電子回路システムの設計と開発 放医研

富谷武浩、須田善雄、遠藤真広、村山秀雄
野原功全、山本幹男、田中栄一

千葉工大

俣江重隆、渡辺昭彦

日立中研

川口文男、植田 健

日立メディコ

大串 明、石松健二

我々のグループは、頭部専用のポジトロン・カメラを開発するにあたり、ガンマ線検出効率の高い BGO ($\text{Bi}_4\text{Ge}_3\text{O}_{12}$) シンチレータを用い、リニアサンプル、角度サンプル数を増すために、検出器を円環上に不均等に配置し、全体を回転させ、サンプル分布を平坦化する方式を採用した。

この装置の電子回路の設計には ECL素子を用いて高速演算を心懸ける他に、次の事項に特に留意した。

1. 同時計数対の総数が736 と多いため、64個の検出器を8 検出器を1 グループとし、全体を8 グループに分割し、グループ間で同時計数をとる事により、同時計数対総数を20に低減する。
2. 同時計数した検出器対の番地は、グループ対の番地を2 進化して出力する一方、グループ内では8 個の検出器番地を別に2 進化し、同時計数したグループの検出器番地のみをマルチプレックスして出力する。
3. 高計数率動作に伴なう問題として、遅延同時計数回路を設け、偶発同時計数のみの情報をとり、即発同時計数情報から差し引き、偶発同時計数の補正をする。多事象は論理回路により厳密に判定し、ハード的に除去する。
4. 検出器全体が回転するため、フォト・カップラーを用いて信号を伝達する。マルチプレクサーを用いて、検出器の回転角に応じて切換える事により、回転に伴なうずれを修正し、ビット・パターンを復元する。
5. 検出器全体の回転角、時刻と、同時計数検出器番地情報をマルチプレックスしてミニコンピュータでデータ収集する。後者は、同時計数した検出器対の番地情報(6+6)ビットと、即発、遅延同時計数の識別フラグ 1ビットの計13ビットよりなる。
6. データ収集はイベント毎に、同時計数対の番地でテーブル索引し、 $t-\theta$ に変換し、検出器回転角を補正し、静止系の平行ビームに変換してからヒストグラム・モードで収集し、通常の一次元フィルター法で容易に画像再構成できる。

25 吸収補正用線源

放射線医学総合研究所

田中栄一、野原功全

日立メディコ

石松健二、大串 明

日立中央研究所

高見勝己

ポジトロンCTは外部線源を使った測定によって被写体のガンマ線吸収を補正することができる。通常、吸収補正用ガンマ線源は断層面内に被写体を取り巻いたリング状のものが使われる。このような比較的大きい面積を持つ線源にはアイソトープ濃度の場所によるムラのある場合が多い。その場合に吸収補正を実行するためには、被写体を入れた状態での測定に加えてブランクでの測定をしてアイソトープの濃度ムラの影響を除去しなければならない。

また、個々の検出器対は多くの要因によって一定の感度を持っていないので、それぞれの感度を測定して補正してやらねばならない。もし、線源が一樣にできていれば、前記のブランク測定から感度を容易に求めることができる。

ここでは、一樣なリング状線源に等価な線源機構とくにポジトロン方式の回転走査をするシステムに対応できるものについて述べる。等価的なリング状線源としては、小面積の線源をリング状線源が存在すべき円周上等速で移動つまり同円周の中心に関して回転させることが考えられる。静止型のポジトロンCTではこの等価リング状線源の適用は容易であり、線源の1回転あるいはその整数倍の時間についてデータの取り込みをすればよい。等価的な線源の一樣さは、線源の円周上の移動速度つまり回転速度の一樣さで保証される。また実際の線源自体も、面積が小さくなれば一樣性の確保が容易になることは言うまでもない。

これを連続回転走査するシステムに適用する為には若干の考慮が必要である。走査によって一つの検出器が任意に定められた位置に来る各瞬間の線源位置が、前記の円周をすべてカバーし重なった隙間があったりすることがないようにしてやればよい。以上の条件を満足させるには次のようにすれば十分である。前記円周をN (Nは任意の整数) 等分した円弧に等しい大きさの線源を検出器の1回転の走査の間に円周上を円周長さのM/N (Mは整数) だけ移動(回転)させ、かつMとNとに公約数がないように選ぶ。この場合、検出器をN回回転走査させる間データの取り込みをすれば、感度補正あるいは吸収補正のために必要な情報が得られる。

この方法を実際に適用した一例について報告する。