cmの差はわずか8%に過ぎない．点線源がファントームの中心にある場合から全ファントームに平等に分布した場合まで種々の場合の counter response を示した．

以上の計算よりファントームの中心附近の点線源はより大きな容積をもった線源やファントーム全体に平等に拡がった線源に比べるとかなり低い値を示すことが明らかとなる．

^{131}I カプセルを患者に投与した直後，反応値が低いことは，この計算からある程度その理由を推定することができる．体内RI分布の差すなわちRI容積と位置の変化が測定値に影響すると考えられる．計測のさいピーク領域を用いず散乱線領域または integral 計測法を用いれば点線源と広く平等に分布した線源との値の差は少なくなる．これは散乱領域を用いた方が人体という散乱体により散乱され値が平均化されるためであろうが，理論的な証明や補正係数を求めたりすることは困難である．ピークで測定して補正するか，散乱線領域またはインテグラルで測定して誤差を容認するかは，機器の性能と目的によって定めるべきであろう．

*

99. メディカル・ユニバーサル・ヒューマンカウンター（MUHC）の構想について

平松　博　○久田欣一
（金沢大学放射線科）

診断用のヒューマンカウンターとしては ^{40}K の測定は別として，放射性医薬品を投与するのであるから感度をやや犠牲にしても医療目的の実施に便なるものがよい．

鉄室に長時間閉ぢ込められることは誰でも歓迎しないし，また同じ検出器でシンチスキャンをも行なえるようにしようとするとどうしても遮蔽用鉄室が邪魔になる．

われわれは遮蔽鉄室なしの中レベルヒューマンカウンターを考え，1個の大きな NaI クリスタルの代りに3×2インチ NaI クリスタル4個を用いることにより，以下に列挙する多種類の放射線体外計測が可能なメディカルユニバーサル・ヒューマンカウンター（略称MUHC）を企画し，このほど完成をみたのでその原理概要を示説した．

A. Whole body counting
B. Temporal scanning
C. Linear scanning
D. Area scanning
　1. Multi-cut off
　2. Multi-dot
　3. Multi-nuclide
　4. Lamino
　5. Polylamino
　6. Isosensitive
　7. Coincidence

*

100. MUHC の試作について

久田欣一
（金沢大学放射線科）
○栗原重泰　牧野純夫　永井勝美
（東京芝浦電機株式会社）

演題99において発表せるごとき多目的用途に使用できる MUHC の開発試作を行なった．

当装置は3″φ×2″NaI シンチレーションデテクタ4個をタングステン合金および鉛によりシールドしたものを検出部として使用している．検出部はおのおの独立した支持装置により支持され，寝台上の患者に対して上下，前後，左右の各方向から自由に指向されるごとく設計されている．これら支持装置の移動はすべて完全にバランスを取ってあり，必要に応じてブレーキにより固定することもできる．寝台は約4m の架台とこの上を体軸方向（長手方向）に自動走査させることのできる天板とからなりたち，自動走査は線スキャニングおよび面スキャニングのピッチング動作に使用される．面スキャニングのための体軸と直角方向の走査には走査装置が使用され，走査装置は前記支持装置によりバランスして保持されている検出部と連結桿により結合されている．面スキャニングの場合には，患者（寝台）の体軸方向の動き（ピッチング）と検出器のスキャニングは交互に行なわれるよう制御されている．走査部の連結桿には1ないし4個の検出部を目的に応じて必要なだけ連結することができる．

測定装置には前置増幅器4台，スペクトロメータ4台，計数器1台，同時計数器1台，コントラストアンプ4台が使用され，測定目的に応じし各検出器よりの信号を混合，分離等パネル盤上において行なうことができる．

記録装置としては，計数率の時間的変化を記録するための4素子レコーダおよび，シンチグラム記録のための4ヘッドシンチグラム記録装置があり目的に応じてあらゆる記録ができる．その他リスキャニングを行なうための附属品を使用できるごとく考慮されている．

*

Presented by Medical*Online