VIII. 全 身 計 測　座長　永井輝夫博士（放医研）

97. 全身 RI 計測の基礎的研究（第1報）

筧　弘毅　○三枝健二
（千葉大学放射線科）

3″φ×2″NaI 結晶およびコリメーターよりなる検出器を天井に取り付け，2m の距離で測定する，いわゆる高レベル全身 RI 計測装置は従来から患者の全身計測に用いられている．その測定は differential 計測(photo peak での測定）で，患者を前後2方向から測定し，その計数値の相乗平均を求める方法である．しかしこの方法で問題になることは RI の体内分布変動による測定結果への影響である．体内に一様に分布する核種，あるいは体内分布が変化しない核種については，体内 RI 量が一定であれば同一測定値がえられるが，経時的に体内分布の変化する核種では測定値も変化する．

^{131}I 経口投与例では投与直後から2時間位までの ^{131}I 体内分布はかなり変化する．これを投与後3～3.5時間まで排泄のない状態で全身計測すると，計数値で5～30%の変化が生ずる．投与2時間以後は比較的一定した計数値となるので，従来2～3時間の計数値を100%値としてきた．しかし同一放射能が体内に存在する以上，いつでも等しい計数値のえられることが望ましい．散乱線領域での測定は比較的一定した結果がえられるということで，^{31}I について患者およびファントーム実験によりその計測方法を検討した．①364±50KeV ピーク，②200～300KeV，③120～220KeV，④30～130KeV の各散乱線領域および，⑤ integral の各計測方法を選び，水ファントームを用いて，^{131}I 点線源および拡散線源のそれぞれについて計数値を比較した．その結果水ファントームの水厚の変化に対する計数値の変化は①では指数関数的であるが，②～⑤では④を除き比較的小さな変化であった．また水中での線源位置の変化に対する前後2方向からの計数値の平均は①では相乗平均がすぐれているが，②～⑤では相加平均の方がむしろよく，とくに③および⑤による計測結果は水厚の変化に対しても偏差が少なくよい結果を示した．患者についての測定結果もファントーム実験とほぼ一致し，③および⑤による方法かよい結果であった．

*

98. ORINS 中レベル全身計測装置に関する実験

筧　弘毅
（千葉大学放射線科）

ORINS Oak Ridge で試作された中レベル全身計測装置は，3″×3″ NaI 結晶4個が 3.2cm の厚さの鉛の槽型の容器の中に約 60cm 間隔で並んでいる．NaI 結晶の位置は中2個がやや低く外側2個はやや高い位置にあり，ストレッチャー上の平面で RI の response がどこでも大体同じになるよう設計されている．

患者は横たわり，下方にある検出器によって体内RIが計測される．今この患者に，^{131}I 50μc 程度のカプセルを投与し，直後，30分，1時間，2時間に測定した．投与後2時間までは尿の排泄を行なわない条件で測定すれば，計測値は常に同じであるべきである．一方 ^{131}I の体内に存在する状態の変化を考えると，飲みこんだ直後は胃の中で点線源として存在する．30分位たてば血中に吸収され全身を回り始め一部は甲状腺に蓄積される．2時間後には血中よりかなりの量は甲状腺に入り，他は胃，口腔内その他に再分泌される．1例は360KeV の peak で測定した場合2時間の全身量を100%としたとき，直後は62%，1時間後89%となっている．すなわち投与直後点線源の場合は，2時間後の全身に広く分布した場合に比し，測定値低く，1時間後ではかなり高くなっているが，なお2時間後の89%の値しか示さない．この差がなぜ起こるかをみるため，人体を模した水槽を考え，線源の大きさと形による response の差を電子計算機により計算した．

ストレッチャー上 9cm の高さにおける点線源が空気中と水中にある場合，体軸方向の種々な点に移動させるとどのような反応を示すかを観察するための計算式である．計算結果は大体同程度の反応を示しているが，中心から80～85cm 離れたところでは，中心に比し数%高くなっている．水中の反応は空気中の¼程度である．次に線源の大きさの違いによる反応の差異を計算した．ファントームの中心で垂直方向に線源を伸ばした場合で線源の高さが 1cm と 17cm とでは線源を完全に一様に混じた全ファントームに比し，それぞれ 62.5% と 88.5% で，約25%反応が増加している．

平面の線源を水平方向に伸ばすと水平距離 4cm と 180

Presented by Medical*Online

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