シンチレーションカメラを利用した⁴⁷Ca吸収試験について（鳥住・津田・根来・西端）

ノート

シンチレーションカメラを利用した⁴⁷Ca吸収試験について

和歌山県立医科大学病院 放射線科

鳥 住 和 民・津 田 佳 則・根 来 良 典

国保日高総合病院 RI 室

西 端 治 美

（論文受理 昭和55年11月26日）

（Code No. 311, 324, 34130）

⁴⁷Ca ABSORPTION TEST USING SCINTILLATION CAMERA

By KAZUTAMI TORIZUMI,

YOSHINORI TUDA and

YOSHINORI NEGORO

Department of Radiology, Wakayama
Medical College

HARUMI NISHIBATA

Hidaka Sogo Hospital, Division of Nuclear
Medicine

（Article received: Nov., 26, 1980）

Summary

This report deals with a method about clinical application (Ca-47 absorption test) of a scintillation camera in place of a whole body counter.

The performance characteristics examined are as follows.

1. The useful field of the modified collimator was a rectangle (Set up field) in its shape, facing the moving subject. The counter was suited for detecting γ -ray energies from 400 to 680 keV. The effective detector-to-body distance was 56 cm. The speed of bed movement for signal-accumulation was 130 cm/min.
2. The background count was relatively high. The coefficient of its variation during 15 days was 0.6%.
3. The applied scintillation camera operated most usefully in the detection range from 0.2 μ Ci to 40 μ Ci.
4. Values of Ca-47 absorption rate in the various diseases measured by a regular and the present method was fairly close with a coefficient of correlation of 0.984.
5. The proposed method for the application of scintillation camera for the purpose of whole body counting was favorable in view of its simplicity and reliability for the routine Ca-47 absorption test without quantitative treatment of feces.

1. はじめに

今回、シンチレーションカメラを、何ら改造することなく、臨床用簡易型全身計測装置¹⁾として ^{47}Ca 吸収試験への応用を考え、それに関する基礎的実験並びに臨床的検討を試みた。その結果、極めて良好な成績を得たのでここに報告する。

2. 方 法

使用する装置は Searle 社 LFOV シンチレーションカメラとホールボディースキャン用ベッドである。幾何学的な配置は最上段に移動させた検出器とベッド間の距離を最長の 56 cm とし、検出器はコリメータを外した状態で、かつホールボディースキャン撮影時に使用する位置決め用の Set up 視野 (set up 有効視野: 幅 33.6×長さ 15.9 cm) を採用する。

測定は検出器を固定した状態で、仰臥位および腹臥位にてベッドを体軸方向に自動走査 (ベッド可動距離 218 cm, ベッドスピード 130 cm/min, 全身計測時間 100.5 sec) してそれぞれの積分値の合計をもって全身計測値とする。

3. 基礎的検討および結果

3.1 Radio isotope (以下 RI と略す) 検出感度の均一性
体内の断面における ^{47}Ca の検出感度を均一にする為に以下の如く実験を行った²⁾。即ち Fig. 1-左に示すごとく幾何学的配置は検出器から水槽ファントム (幅 30×長さ 25×深さ 25 cm) 水面までの距離を 36 cm とし、 ^{47}Ca 0.37 MBq (10 μCi) を点線源として利用し、水槽ファントム中で深度 1, 5, 10, 20 cm の各位置での計数率が直線的な減衰関係になるようなウィンド幅を求めた。LFOV シンチレーションカメラの仕様書にはエネルギー使用可能範囲は 0~680 keV となっており、また、日常使用する RI のベッド汚染の影響を避ける意味からも、こ

Fig. 1 Transmission rate of Ca-47 point source in water

れら RI エネルギーから外れた、つまり ^{47}Ca (490, 830, 1,310 keV のエネルギーを放出している) のコンプトン散乱領域³⁾を主とする範囲 400~680 keV¹⁾を採用することにした。かかる条件下では計数率が水の深さに比例してほぼ直線的に減衰する結果を示した (Fig. 1-右)。よって減衰曲線が水の深さに対し直線的になる条件下であれば、仰臥位および腹臥位で測定したそれぞれの計数率を加算することで、人体内における ^{47}Ca の位置に左右されることなく同一検出感度で測定し得ることになる。

3.2 等感度曲線

検出器とベッド上の水槽ファントム (幅 36×長さ 60×深さ 20 cm) 水面間距離を 36 cm とし、検出器中央の幅 28 cm の部分について ^{47}Ca 点線源による等感度曲線を求めたのが Fig. 2-左である。実際には仰臥位および腹臥位で測定した計数値を加算するため、上記で得られた等感度曲線を合成する必要がある、Fig. 2-右がその合成された等感度曲線である。これにより中央部分の幅 28×深さ 20 cm の縦断面は 80~100% の感度領域で実際の人体測定もほぼこの範囲内におさまると考えられる。

Fig. 2 Ca-47 point source isoresponse curves in water

3.3 ベッドスピード

装置は何の改造も行なっていないため、今回はベッドをハンドコントロールスイッチ (ベッドスピード 130 cm/min) でもって走査させることにした。尚、ハンドコントロールスイッチは患者の位置設定にベッドを手動で移動させるときに使用する。

3.4 RI 濃度—計数率の関係

検出器は固定した状態でベッド上の水槽ファントム (幅 29×長さ 51×深さ 20 cm) を体軸方向に走査 (130 cm/min) してその積分値を求めた。 ^{47}Ca を均一に溶かした場合とファントムの中心に点線源として置いた場合の計数率はほぼ 7.4 KBq~1.48 MBq (0.2~40 μCi) [実際の測定範囲] 間で直線的で、かつ線源の形状にかかわらず等値であった (Fig. 3)。

3.5 バックグラウンド

15日間のバックグラウンドを求めたところ 19, 165.4 ±

シンチレーションカメラを利用した ^{47}Ca 吸収試験について(鳥住・津田・根来・西端)

Fig. 3 Counting efficiency of the human counter

Table 1 Alternation of response following the difference of Ca-47 point source distribution in the phantom

Ca-44 SOURCE	5 μCi	10 μCi	20 μCi
	100	100	100
	99.2	99.0	99.3
	96.3	96.6	96.5
	98.6	98.2	98.4
	98.1	97.9	97.9
	98.0	98.3	98.2

122.3 counts/100.5 sec, 変動係数 C.V. 0.6% で, 連続15回測定した ^{47}Ca 18.5 KBq (0.5 μCi) の測定値は $3,156.5 \pm 189.4$ counts/100.5 sec, C.V. 6.0% と僅かな変動であった。

3.6 RI 分布状態の影響

等身大水槽ファントムを用いて ^{47}Ca の点線源, 拡散線源の分布を変化させた計数値の変動を調べた。Table 1 に示すごとく投与量や RI 分布差による影響は無視する程度と考えられる。

4. 臨床応用

4.1 検査手技

検査日の3日前より Ca 400 mg, P 800 mg 一定食とし 12 時間絶食患者に放射性塩化カルシウム (^{47}Ca) 0.56~0.74 MBq (15~20 μCi) を非放射性の塩化カルシウム 200 mg と共に経口投与する。投与後2時間⁵⁾の放射能の

計数値を100%とし, 7日と14日後⁵⁾に再び計測して ^{47}Ca 吸収率および停滞率を算出する⁶⁾。

4.1.1 便測定法との比較

6症例について両測定法で ^{47}Ca 吸収率を測定した。Fig. 4 に示すごとく, 極めて良好な相関を示し, 相関係数 $r=0.984$, 回帰式 $y=0.94x+1.39$ であった。

4.1.2 臨床例

E~Hは正常人, Aは低リン血症性クル病(ビタミンD(1- α -D₃)投与中), Bは偽性副甲状腺機能低下症(ビタミンD(1- α -D₃)投与中), CとDは慢性関節リウマ

Fig. 4 Correlation between Ca-47 absorption rate by new method (human counter) and those by regular method

Fig. 5 Whole-body retention of Ca-47 in percent of given dose in healthy subjects and patients

チ患者（無ステロイド投与），I は食道切除後の患者における吸収率，停滞率を示したものである (Fig. 5).

5. 考案および結語

検出器はコリメータを外した状態で Set up 視野を採用し，かつウィンド幅400～680 keVを使用することにより，人体内の RI の位置に左右されることなく，ほぼ同一の検出感度でもって測定することが出来た．また，バックグラウンドは15日間求めたところ $19,165.4 \pm 122.3$ counts/100.5 sec, C.V. 0.6% で，連続15回測定した ^{47}Ca 18.5 KBq (0.5 μCi) の測定値は $3,156.5 \pm 189.4$ counts/100.5 sec, C.V. 6.0% と非常に安定した値を示し，全身計測装置としての機能を十分果すものとする．

次に臨床応用 (^{47}Ca 吸収試験) については，蓄便を行なう従来の方法との相関は $r=0.984$ ，回帰式 $y=0.94x+1.39$ と良好な成績を示した．以上より，この臨床用簡易型全身計測装置は Ca 吸収代謝異常を伴う疾患（副甲状腺機能低下症，低リン血症性クル病，慢性関節リウマチ患者など），また，薬剤療法による Ca 吸収代謝に対する影響を究明する上で有用となる．

文 献

- 1) 鳥住和民，他：シンチレーションカメラの診療用ヒューマンカウンターの応用（鉄吸収試験について）．核医学，1981年2月号掲載予定．
- 2) 鳥住和民，他：シンチスキャナーの診療用ヒューマンカウンターの応用（鉄吸収試験について）．核医学，14(1)，145，(1977)
- 3) Palmer, H. E. et al.: A whole-body counter for precision in vivo measurement of radioiron. Phys. Med. Biol. 15, 457, (1970)
- 4) 館野 翠：全身 RI 計測の臨床的応用 (^{131}I 投与例について)．日医放學誌，25(1)，66，(1965)
- 5) Hans Erik Sjöberg: Retention of orally administered ^{47}Ca in man under normal and diseased conditions studied with a whole body counter technique, Acta Medica Scandinavica Supplementum 509, 1, (1970)
- 6) 鳥住和民，他： ^{47}Ca 吸収試験について，日放技學誌，33(5)，577，(1978)