^{99m}Tc γ 線の骨および軟部組織による吸収に関する検討

藤 村 憲 治

熊本大学医学部放射線医学教室

860 熊本市本荘1-1-1

1977年 1月24日 受理

最近繁用されている ^{99m}Tc -標識化合物による臓器イメージングの場合、 ^{99m}Tc の γ 線エネルギーが140keVであるので、組織による吸収が無視できない。撮影方向による画像および検出能の相違が問題となり、とくに ^{99m}Tc -リン酸化合物を用いた全身骨シンチグラムの場合は、骨格の解剖学的位置関係により、これらの差異が著明である。著者は、現在広く普及しているシンチカメラを使用して、 ^{99m}Tc γ 線の骨および軟部組織による吸収の定量的検討を試みた。その結果、骨での ^{99m}Tc γ 線の半価層は約3.0cm、軟部組織では4.0~4.5cmという値を得た。この結果を基にすると、臨床上の画像および検出能の差異についての情報量の解釈が容易であると考えられる。

1. 緒 言

^{99m}Tc -標識化合物を用いてのイメージング法は、各種臓器に対して広く用いられるようになった。これは、 ^{99m}Tc の物理学的特性に負うところが大きい。まず、半減期が6.0時間と短く、140keVの γ 線のみを放出するので、患者被曝線量が非常に少ない。これにより投与量がmCi単位で可能であるため、最近のガンマカメラの普及と相まって、短時間で良好な画像が得られ、140keVのエネルギーはコリメートに適していることなどである。

また、標識化合物としての使用は、kit化されており、短時間の操作で、 ^{99m}Tc -標識化合物の調製が可能であることも、大きな理由としてあげられる。

一方、 ^{99m}Tc の γ 線エネルギー140keVは組織による吸収が無視できず、大臓器および深部臓器の場合は、画像の撮影方向による差異や病巣部の深さによる検出能の相違が問題となる。たとえば、 ^{99m}Tc -リン酸化合物を用いての骨シンチグラフィの場合は、その正面像と背面像が大きく異なり、この両者による検出能の相違が認められる。

今回、著者は、この ^{99m}Tc γ 線を中心として、従来臓器イメージングに用いられた他の5核種についても、骨および軟部組織の吸収の定量的検討を行い、臨床上の問題点解決の参考に資した。

2. 実験材料および方法

2.1 実験材料

骨等価物質：比較的平板で、厚さ均等な部位と思わ

れる5年生肉牛の新鮮肋骨を用いた。すなわち、脊椎に近い部分で、肉眼的にはほぼ骨化している、厚さ0.9cmのもの3個と、1.1cmのもの1個、計4個を骨Aとし、胸骨に近い部分で髄質を含んでいる0.8cm厚のもの5個を骨Bとした。

軟部組織等価物質：厚さ2cmのアクリル板5枚、厚さ2.5cmのMix D板4枚。

使用核種および使用エネルギー： ^{197}Hg (77keV)、 ^{99m}Tc (140keV)、 ^{203}Hg (279keV)、 ^{131}I (368keV)、 ^{198}Au (412keV)、 ^{85}Sr (513keV)

鉛ブロック：5×10×5cm および3×10×15cmのものを線源コリメート用を使用した。

検出装置：東芝製 GCA-102型ガンマカメラ。

コリメータ：1000孔平行型。

2.2 実験方法

測定時の幾何学的な配置はFig. 1に示すとおりである。すなわち、細い線束を得るために鉛ブロックを組み、1.0×1.0cm²の窓をもうけた。鉛コリメートと1000孔平行型コリメータの間隔は15cmとし、この間に各吸収体を積み重ねて計測を行った。

Fig. 1 Schematic illustration of the system used to measure the linear attenuation coefficient with radioisotopic sources.

計測は、ガンマカメラの CRT display 上に、透過 γ 線束がすべて含まれるように、 $3.0 \times 3.0 \text{ cm}^2$ の関心領域 (ROI) を設定して行った。 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ γ 線の測定の場合は、時間による減衰の補正を行った。また、ウィンドウ幅は15%とし、エネルギーレンジは、光電ピークの高エネルギー側で設定した。

以上の方法のもとに、上記6種の核種について、骨および軟部組織等価物質に対して得られた実験値より、最小二乗法を用いて線吸収係数を求め、これより半価層を算出した。

3. 実験結果

ROI 外の計数値は、ROI 内の計数値の1%以下であり、コリメートは十分なされていた。

Fig. 2 は、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ を使用した場合の、骨 A、骨 B、アクリル、Mix D の減弱曲線である。いずれの吸収体も、各計測点における減弱率と厚さの相関係数は0.998~0.999であった。その他の核種についても同様な相関係数が確認された。

Fig. 2 Attenuation curve of γ -rays ($^{99\text{m}}\text{Tc}$) in bones, acrylic and Mix D.

Fig. 3 Linear attenuation coefficient as function of photon energy for bones, acrylic and Mix D.

Table 1 Linear attenuation coefficient and half value layer as function of photon energy for bones, acrylic and Mix D

Photon energy (keV)		Bone A	Bone B	Acrylite	Mix D
77 (^{197}Hg)	μ	0.374	0.329	0.209	0.189
	X	1.85	2.11	3.32	3.67
140 ($^{99\text{m}}\text{Tc}$)	μ	0.240	0.223	0.173	0.155
	X	2.89	3.11	4.01	4.47
279 (^{203}Hg)	μ	0.175	0.170	0.138	0.121
	X	3.96	4.08	5.02	5.73
368 (^{131}I)	μ	0.155	0.147	0.122	0.109
	X	4.47	4.72	5.68	6.35
412 (^{198}Au)	μ	0.144	0.141	0.118	0.107
	X	4.81	4.92	5.87	6.50
513 (^{85}Sr)	μ	0.139	0.134	0.108	0.099
	X	4.99	5.17	6.42	7.22

μ : Linear attenuation coefficient (cm^{-1})

X: Half value layer (cm)

最小二乗法により求めた線吸収係数 μ から、半価層 X を、 $X = 0.693/\mu$ 式より算出した。Table 1 は、各核種の γ 線に対する骨および軟部組織等価物質の線吸収係数と半価層を表示したものである。

Fig. 3 は、線吸収係数と γ 線エネルギーの関係をグラフにしたものである。 ^{197}Hg 、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ の100keV 程度では、エネルギー増加にともなう線吸収係数の減少は著明であり、 ^{131}I 、 ^{198}Au 、 ^{85}Sr 領域ではゆるやかな減少を示した。これら両等価物質の線吸収係数の差は、低エネルギー領域で大きく、高エネルギー領域では小さくなっている。

$^{99\text{m}}\text{Tc}$ γ 線に対する骨Aの半価層は、約2.9cm、骨Bは約3.1cm、アクリルは4.0cm、Mix D は約4.7cmであった。

4. 考 按

$^{99\text{m}}\text{Tc}$ の γ 線エネルギーが140keV と比較的低エネルギーであるため、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -標識化合物を用いてのイメージング法では、組織による吸収が無視できない場合が多い。とくに、深部臓器、大臓器などの場合は、その影響が大となり、画像および検出能に大きく関与してくることが考えられる。たとえば、 $^{99\text{m}}\text{Tc}$ -MAA による肺シンチグラムでは、血流障害の部位と、シンチグラム撮影方向とに大きな相関がみられ、血流障害の部

位とガンマカメラのコリメータ面が近接した場合に検出能が最良であり、多方向撮影の必要性が強調されている¹⁾。また、最近繁用されている、 ^{99m}Tc -リン酸化合物を用いての骨シンチグラムの場合は、とくに、骨が全身に及ぶことと、これらの分布が立体的であることにより、人体骨格の解剖学的位置に相関し、その前面像と背面像に大きな相違がみられることは、すでに指摘されている^{2)~5)}。

さて、 ^{99m}Tc γ 線の骨および軟部組織による吸収についての、定量的検討の報告は少ない⁶⁾。今回、著者は、骨等価物質として、肉牛の新鮮肋骨を、軟部組織等価物質として、アクリルおよび Mix D を用いて、 ^{99m}Tc を中心として、従来使用されている種々の核種について線吸収係数と半価層の定量的検討を行った。

骨等価物質として、肉牛の新鮮肋骨を使用した、これらの各切片の均等性についてはX線写真(Fig. 4)、およびそのマイクロデントメータでの計測(Fig. 5)により確認した。肋骨周辺は、やや吸収差がみられたが、骨A、Bともに測定に使用した中心部は、いずれも2cm幅の範囲内での黒化度の変動は少なかった。

Fig. 4 Radiograph of acrylite (No. 1), bone B (No. 2), Bone A (No. 3) and Mix D (No. 4).

Fig. 5 Density curve of radiograph of acrylite, bone B, bone A and Mix D.

低エネルギー γ 線ほど、光電ピーク中に含まれる吸収体による散乱線の割合が増加することが明らかなので、ウィンドウ幅とエネルギーレンジの設定に注意を

要した⁷⁾。また、線束が広いと、半価層が大きくなるため、鉛ブロックにてコリメートし、測定エネルギーの範囲が広い、1000孔平行型コリメータを使用した。

各測定点について、吸収体の厚さとの相関係数は0.998~0.999であり、かなり信頼できる計測であった。

骨A、骨Bは、肉眼的にもX線学的にも、前者は化骨化しており、後者は骨髄を含む部位と考える。これら両者の線吸収係数の差はFig. 3に示されるように、わずかながら認められている。これは、人体骨格では、骨の化骨の程度および骨髄の含有の程度により、吸収差のあることを示唆するものと考えられる⁸⁾。同様に、軟部組織等価物質でもアクリルと Mix D で線吸収係数の差がみられ、これは、組成の相違によるものと考えられる⁹⁾。

また、骨等価物質と軟部組織等価物質の線吸収係数の差は、 ^{197}Hg および ^{99m}Tc 領域で著明となっている。この領域では、エネルギーの増大とともに、線吸収係数が著しく減少し、骨等価物質での減少が大となっている。この原因としては、骨の実効原子番号が大であるので、低エネルギー領域では、光電効果による吸収が大きく影響しての結果と思われる^{10), 11)}。一方、 ^{203}Hg 領域以上のエネルギーでは、骨および軟部組織等価物質による線吸収係数の減少はゆるやかであり、これら相互の吸収差も小さくなっている。これは、高エネルギー領域では、吸収体の電子密度に依存するコンプトン効果が優勢となるためと考える¹¹⁾。以上のことにより、従来用いられている ^{131}I 、 ^{198}Au などの核種のエネルギーに比して、 ^{99m}Tc γ 線の140keVのエネルギーレ

ベルでは、骨および軟部組織での吸収が比較的大であることが明らかとなった。すなわち、 ^{99m}Tc -標識化合物による深部臓器、大臓器のシンチグラフィの場合は、組織による吸収が無視できないことがうかがわれる。

これら各等価物質の ^{99m}Tc の半価層をみると骨A: 2.89cm、骨B: 3.11cm、アクリル: 4.01cm、Mix D: 4.47cmとなっている。Oldendorfら⁶⁾は、人体の新鮮頭蓋骨を用いて、 ^{99m}Tc の半価層を求めているが、これによると2.86cmとなっており、著者の骨Aにはほぼ一致している。また、軟部組織については、Phelpsら¹²⁾が、 ^{57}Co の136.4keVについて測定した、rhesus monkeyの筋肉および肝の線吸収係数を基に算出すると、筋肉で4.24cm、肝で4.27cmとなり、これは著者

のアクリルと Mix D で求めた半価層の中間に位置する。これらのことにより、著者の用いた新鮮肉牛の化石化している肋骨は、ほぼ人体の頭蓋骨に匹敵するものと考えられ、軟部組織では、組織組成により多少相違するが、その半価層は4.0~4.5cmである。

著者の目的である、 ^{99m}Tc -リン酸化合物を用いての骨シンチグラフィの検討に当って、前後像に差異の現れるのは、上記骨および軟部組織等価物質の線吸収係数とエネルギーの関係、半価層などの諸因子に基づくものと解せられる。また、臨床的には、陽性像として描出される骨病変の検出能が前後像により相違することがみられるが、このことについては別に述べる予定である。

5. 結 語

骨および軟部組織等価物質を用い、 ^{99m}Tc γ 線の140 keVのエネルギーを中心に線吸収係数および半価層を求め、以下の結論を得た。

1) 140keV 程度のエネルギーでは、骨および軟部組織による吸収が比較的大であり、その影響は無視できない。

2) 骨および軟部組織の種類、すなわち骨の化石の程度および軟部組織の組成により半価層が多少異なってくる。

3) 人体における骨の半価層は約3.0cmであり、軟部組織の場合は4.0~4.5cmである。

4) 骨シンチグラムの場合は、骨格の解剖学的位置に一致し、その前後像の相違がみられるが、著者の実験結果より、定量的裏づけが得られた。

5) 他の大臓器、深部臓器のシンチグラフィのさいにもこれらの半価層を理解しておく必要があり、多方向撮影の必要性が明らかとなった。

本論文の要旨は第16回日本核医学会総会（昭和51年11月5日、久留米）にて発表した。ご校閲を賜った片山健志教授および実験の援助をいただいた松本政典学兄に深謝いたします。

文 献

- 1) 安永忠正, 菅 正康, 松本政典, 片山健志: *Radioisotopes*, **24**, 696~99 (1975)
- 2) Charkes, N.D., Valentine, G. and Cravitz, B.: *Radiology*, **107**, 563~70 (1973)
- 3) Isitman, A.T., Komaki, S., and Holmes, R. A.: *ibid.*, **110**, 156~61 (1974)
- 4) 小野 慈, 他: *Radioisotopes*, **24**, 633~37 (1975)
- 5) 仙田宏平, 今枝孟義: *臨床放射線*, **20**, 301~08 (1975)
- 6) Oldendorf, W.H. and Iisaka, Y.: *J. Nucl. Med.*, **10**, 184~87 (1969)
- 7) 三枝健二, 箕 弘毅: *Radioisotopes*, **20**, 134~41 (1971)
- 8) West, R.R. and Reed, G.W.: *Brit. J. Radiol.*, **43**, 886~93 (1970)
- 9) 尾内能夫, 楠本五郎: *日医放会誌*, **19**, 1012~15 (1959)
- 10) 鬼塚恵一郎, 松岡順之助: 同上, **20**, 1694~704 (1960)
- 11) Phelps, M.E., Gado, M.H., and Hoffman, E. J.: *Radiology*, **117**, 585~88 (1975)
- 12) Phelps, M.E., Hoffman, E.J., and Ter-Pogossian, M.M.: *ibid.*, **117**, 573~83 (1976)

Abstract

The Investigation of the Absorption of ^{99m}Tc γ -rays by Bone and Soft Tissue

Noriharu FUJIMURA

Department of Radiology, Kumamoto University Medical School,
1-1-1, Honjo, Kumamoto-shi 860

Recently, the scintigram with ^{99m}Tc -labeled compounds has been routine procedure, because of its ideal physical characteristics. The short physical half life of six hours, the absence of beta emission, and the gamma rays of 140 keV permit the administration of large amount of radioactivity.

For scintigram of deep or large organ, the absorption of ^{99m}Tc γ -rays by bone and soft tissue should not be negligible. For example, bone scintigram with ^{99m}Tc -phosphorous compounds shows different pictures depending upon the anterior and the posterior views, because of its rather lower energy.

Therefore, the linear attenuation coefficient and the half value layer of bone and soft tissue were measured with ^{99m}Tc γ -rays and others (^{197}Hg , ^{203}Hg , ^{131}I , ^{198}Au , ^{85}Sr).

Results:

- 1) The linear attenuation coefficient of ^{99m}Tc γ -rays was:
bone -0.240 cm^{-1} , acrylite -0.173 cm^{-1} , Mix D -0.155 cm^{-1} .*
- 2) The half value layer of ^{99m}Tc γ -rays was:
bone -2.89 cm , acrylite -3.98 cm , Mix D -4.47 cm .*

It was concluded that the lower photon energy of ^{99m}Tc was influenced by bone and soft tissue, but it appeared to be most suitable for the present imaging devices. Therefore, pictures of multiple views are necessary in case of the scintigram with ^{99m}Tc -labeled compounds.

(Received January 24, 1977)