

論文

デュアルX線の発生方法と骨密度測定への応用

鈴木隆司* 櫻井 昇*

Generation of Dual-energy X-rays and Its Application to Bone Mineral Density Measurement

Takashi SUZUKI and Noboru SAKURAI

Abstract We developed a simple and useful method to generate dual-energy X-rays by applying metal filters on conventional X-ray generators. To generate suitable dual X-rays in this method, it required a filter of the proper thickness that reduced the intensity of X-rays at a high energy area to 1/50 and a tube voltage which was about two times higher than that for generation of a characteristic X-rays of the metal filter. The dual X-rays generated by a 1mm thick Tin filter and a tube voltage of 63kV were applied to the measurement of the bone mineral density (BMD). The results of measuring finger phantom samples agreed with the actual BMD values within 10% error.

Keywords Continuous X-rays, Dual X-rays, Filter, Bone Mineral Density, BMD

1. はじめに

一般にX線は、X線管の電極間の管電圧で加速された電子が陽極であるターゲットに衝突して制動されることにより生じるもので、管電圧を最大エネルギーとする連続X線（白色X線とも呼ばれる）である。このように発生したX線は医療分野ではレントゲン撮影やX線CTに、産業用では非破壊検査や除塵装置あるいは蛍光X線分析などに用いられている。骨粗鬆症の診断では、2つのX線エネルギーの骨と他の組織の透過性の違いを利用したデュアルエネルギーX線吸収（DXA）法による骨密度測定が行われている¹⁾。このデュアルエネルギーX線を得る方法には回折格子を用いる方法²⁾、ターゲットに2種類の物質を用いる方法³⁾があるが、システムが大きくなったり複雑な構造になったりする欠点がある。また、電圧を変えて2回測定する方法⁴⁾やフィルタを用いて2つのエネルギーに分ける方法（Kフィルタ法）⁵⁾が使われているが、いずれにしても連続X線を使用しているため物質を透過した前後で実効エネルギーが変化してしまい、正確な測定が行えないという問題点があった。

そこで、物質の透過前後でエネルギーの変化のない2種類の単色X線（以後、デュアルX線という）を取り出す方法について検討し、得られたデュアルX線を用いて模擬指試料の骨密度の測定を行った。

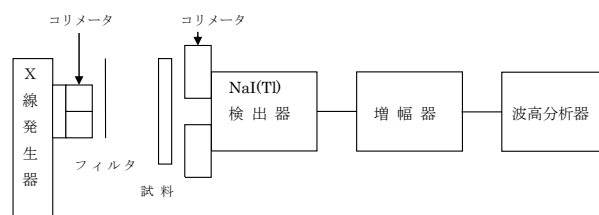


図1 測定装置のブロックダイアグラム

2. 実験方法

2.1 測定装置

測定装置のブロックダイアグラムを図1に示す。検出器にはNaI(Tl)あるいはCdTeを用い、X線発生装置の窓と検出器にはそれぞれ線束を絞って散乱線の影響を少なくするため、コリメータを配置した。検出器で得られた信号は増幅器を通した後、マルチチャンネル波高分析器でスペクトルを得た。

フィルタには種々の厚さの異なる金属板を使用し、試行錯誤的にデュアルX線を得る条件を求めていった。

2.2 骨密度測定の原理

あるエネルギー（E）のX線が試料により吸収された後の強さIは、式（1）で表される。

$$I(E) = I_0(E) \exp(-\mu(E) \cdot \rho \cdot t) \quad \dots \quad (1)$$

ただし、 $I_0(E)$ ：試料のないときのX線の強さ

$\mu(E)$ ：試料の質量減弱係数（ cm^2/g ）

ρ ：試料の密度（ g/cm^3 ）

*駒沢分室

t : 試料の厚さ (cm)

骨と筋肉によってX線が吸収されると考えると,式(1)は次式のように表わすことができる。

$$I(E) = I_0(E) \exp(-\mu_B(E) \cdot \rho_B \cdot t_B - \mu_M(E) \cdot \rho_M \cdot t_M) \dots \dots \dots (2)$$

ただし, 添字BとMは, 骨と筋肉を意味する。ここで, 骨と筋肉2つのパラメータがあるのでエネルギーの異なる2種類のX線を利用することにより, 骨密度(BMD: $\rho_B t_B$)を求めることができる。

$$BMD = \frac{L - H \cdot R_M}{\mu_B(E_H) (R_B - R_M)} \dots \dots \dots (3)$$

ただし, $L = \ln \{I_0(E_L)/I(E_L)\}$

$H = \ln \{I_0(E_H)/I(E_H)\}$

$R_M = \mu_M(E_L)/\mu_M(E_H)$

$R_B = \mu_B(E_L)/\mu_B(E_H)$

添字L, Hはエネルギーの異なる2種類のX線を意味する。

このように, あらかじめ用いるエネルギーにおける骨と筋肉の質量減弱係数が分かっていると2種類のエネルギーのX線を用いることにより骨密度が求められる。

2.3 模擬試料による骨密度の測定

得られたデュアルX線を用いることにより骨密度が正しく求められるか否かを確かめるため, 模擬の指試料を作成して検証した。筋肉を5mm厚のポリエチレン(PE)で, 骨をアルミニウム(Al)で模擬し, 1~5mmまで変化させた。それぞれの質量減弱係数は, Simmonsらの文献⁶⁾をもとに求めた表1の値から内挿法であらかじめ求めた。

表1 質量減弱係数⁶⁾

エネルギー (keV)	質量減弱係数 (cm ² /g)	
	Al	PE
15	7.66	0.672
20	3.24	0.385
30	1.03	0.249
40	0.514	0.215
50	0.334	0.201
60	0.255	0.193
70	0.189	0.180

3. 結果

3.1 デュアルX線の発生

K吸収端を利用したKフィルタ法は比較的薄い金属箔が用いられるが, より厚い板を用いることできれいなデュアルX線を得ることができた。管電圧を63kV, 管電流を0.3mA, 測定時間を50秒に固定し, NaI(Tl)検出器(5.1φ×5.1cm)により, スズ板の厚さを0.1~1mmまで変化さ

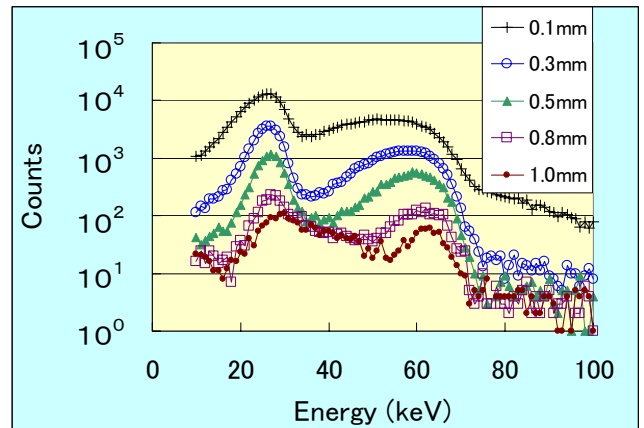


図2 フィルタ厚によるX線スペクトルの変化

せた場合のスペクトルの変化を図2に示す。0.1mmと薄い場合はズズのK吸収端(29.2keV)を境にスペクトルは2つに分かれているが, エネルギーの低い方のピークにはエネルギーの高い連続X線が重なっている状態である。厚さが増すに従い2つのピークが徐々に分離し, 1mm厚ではエネルギーの低い方のピークは特性X線のみとなった。また, エネルギーの低い方のピークの位置が徐々に高エネルギー側にシフトした。

検出器側のコリメータを2mmφ, スズ厚を1mm, 管電流0.5mA, 測定時間100秒に固定し, 管電圧を50~65kVまで変化させた結果を図3に示す。50kVではズズの厚みによって連続X線の低エネルギー側がカットされ, 28keVに単一のピークがあるのみであるが, 管電圧の上昇とともに連続X線が急激に成長するとともに28keVのピークも増加し, きれいなデュアルX線を得ることができた。

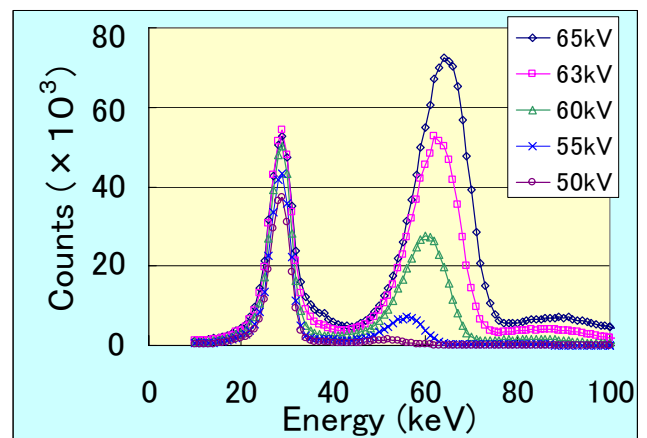


図3 1mm厚のスズフィルタを用い, 管電圧を変化させたときのX線スペクトルの変化

ズズの特異X線は25.3keV(Kα)と28.5keV(Kβ)であり, 一般にKαの方がKβより収率が高い。しかし, ス

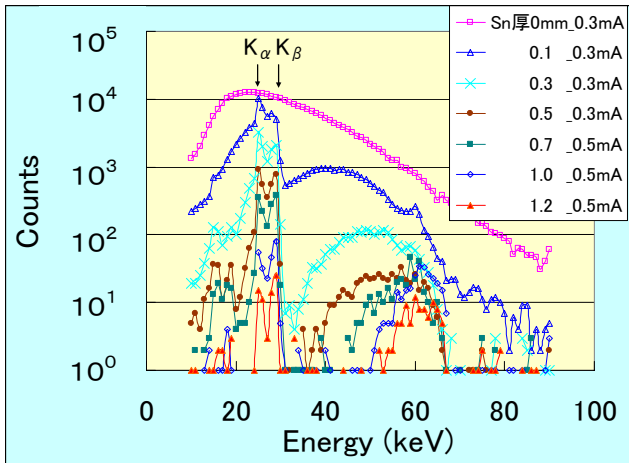


図4 ゲルマニウム検出器によるX線スペクトルの変化

スペクトル上では $K\beta$ しか見えない。そこでよりエネルギー分解能の良い Ge 半導体検出器で測定した。結果を図4に示す。フィルタが薄いときには $K\alpha$ の方が顕著であるが、厚くなるに従い逆転していく様子が分かる。これはフィルタが厚くなるに従い、エネルギーの低い $K\alpha$ は吸収されていくためである。

以上の結果から、図3の低エネルギー側のピークはスズ板の $K\beta$ で、高エネルギー側のピークは連続X線（疑似単色X線）であることが分かった。また、デュアルX線が発生させる条件は、①フィルタの厚さを、疑似単色X線が発生させたいエネルギーにおける連続X線の強度が、フィルタがないときの50分の1以下と充分減衰させる厚さとし、②X線の管電圧は、特性X線のエネルギーのおよそ2倍のエネルギーが出るように調整することである。

この条件をもとに、NaI(Tl)検出器よりも形状の小さな CdTe 検出器 ($4 \times 4 \times 0.3\text{mm}$) でも同様のことを試みた。図5にスズ板 1mm を使い、管電流 0.5mA、測定時間 30秒で管電圧を 30~75kV まで上げていった結果を示す。NaI(Tl)検出器や Ge 検出器の場合と同様デュアルX線が

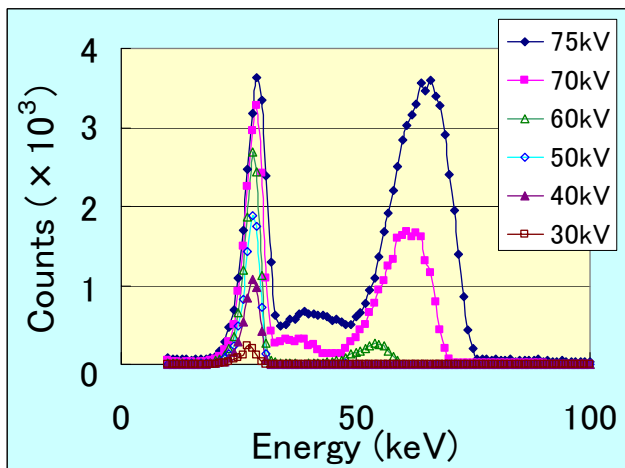


図5 CdTe 検出器によるデュアルX線の発生

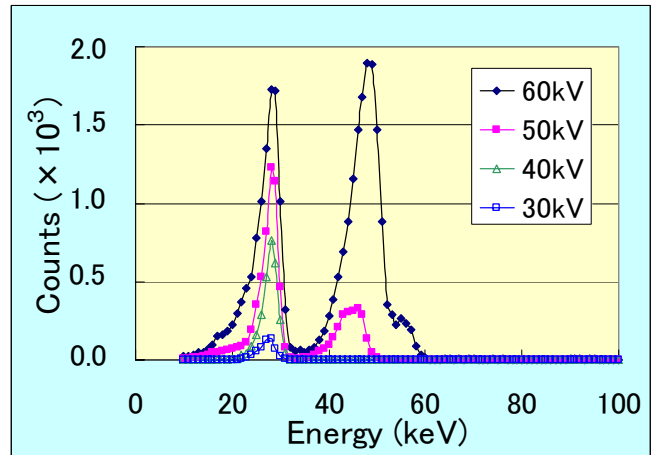


図6 ガドリニウムとスズのフィルタによるデュアルX線の発生

得られた。NaI(Tl)検出器に比べ CdTe 検出器は小さいため、より管電圧を高くしないと高い方のピークが成長してこない。また、管電圧が高くなるに従い両ピーク間のカウント数が増えてくるが、これは検出器が小さいために高エネルギー側の連続X線の一部が検出器外に逃げるために起こる現象である。

次に、2種類のフィルタ（スズとガドリニウム）を用いてデュアルX線を得る方法について検討した。Gd の特性X線のエネルギー48.7keV における連続X線が 50 分の1程度になるように、0.25mm 厚の Gd に対する Sn のフィルタ厚を文献6の質量減弱係数を参考に式(1)により計算で求めたところ、およそ 0.5mm となった。そこで 0.25mm 厚の Gd と 0.5mm 厚の Sn の2枚のフィルタを重ねてX線発生装置の窓に置き、管電圧を 30~60kV までとした。結果を図6に示す。40kV までは単色X線（Sn の特性X線）が得られたが、50kV ではデュアル化しはじめ、60kV では明確に Sn と Gd の特性X線から成るデュアルX線を得た。さらに電圧を上げていくと連続X線が出てきてトリプルX線を得ることが出来る。

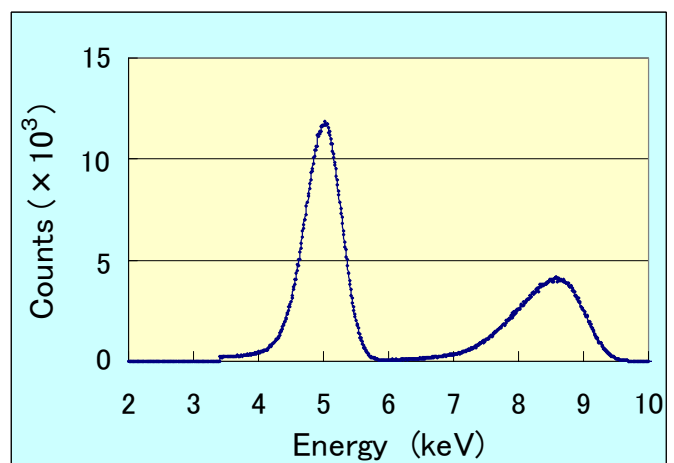


図7 10kV 以下のデュアルX線の発生

最大管電圧が 10kV の非常に低エネルギーの X 線発生装置においてもデュアル X 線の発生が可能か検討した。10keV における連続 X 線が 50 分の 1 程度になるチタン板の厚さを計算したところ 72 μ m となった。そこで、70 μ m のチタン板を用いて NaI(Tl)検出器により管電圧 10kV、管電流 0.02mA で測定した。結果を図 7 に示す。4.9keV にチタンの特性 X 線である K β が現れ、8.5keV 付近に連続 X 線のピークが現れた。

3.2 模擬試料の骨密度

1mm のスズフィルタを使用し、管電圧 63kV、管電流 0.3mA、NaI(Tl)検出器により模擬試料を 100 秒間測定した。スペクトルの変化を図 8 に示す。試料が厚くなるほど各ピークの計数は減少するが、エネルギーが低いピークは

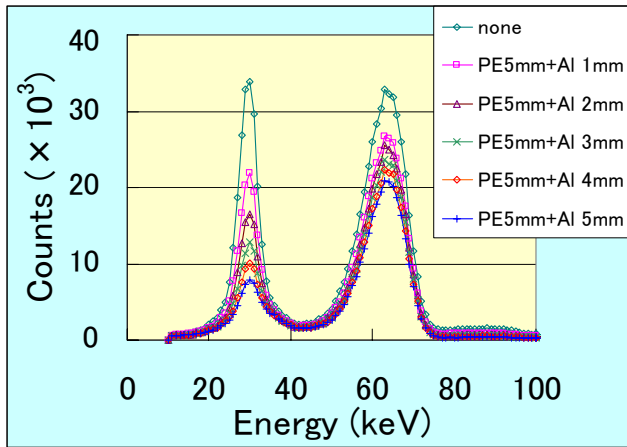


図 8 模擬試料のスペクトル変化

ど減少幅が大きい。また、試料の厚さによるエネルギーの変化もないことが分かる。式 (3) により BMD を計算した。結果を表 2 に示す。アルミ厚 1, 2, 3, 4, 5mm について、BMD は 0.25, 0.55, 0.81, 1.10, 1.30 g/cm² と計算された。アルミニウムの密度と比較すると 10%以内で一致した。

表 2 模擬指試料の測定結果

アルミの厚さ(mm)	アルミの密度 (A) (g/cm ²)	測定値 (B) (g/cm ²)	偏差 (B/A-1) × 100 (%)
1	0.27	0.25	-7.4
2	0.54	0.55	+1.0
3	0.81	0.81	±0.0
4	1.10	1.10	±0.0
5	1.40	1.30	-7.1

4. まとめ

フィルタを 1 枚あるいは 2 枚を X 線発生装置の照射窓に配置させることにより、非常に簡便にデュアル X 線を取り出せる方法を確立した。フィルタ 1 枚の場合は、低エネルギー領域の X 線はフィルタ自身の特性 X 線を利用し、フィルタの最適厚さは高エネルギー領域での連続 X 線のカウント数をフィルタのない時に比較して 50 分の 1 以下になるようにする。また、フィルタから発生する特性 X 線より約 2 倍の管電圧をかけることにより、高エネルギー側の X 線ピークを得る。2 種類のフィルタを用いる場合は、それぞれの特性 X 線を利用するもので、2 種類のフィルタにより高エネルギー側の連続 X 線を 50 分の 1 に減少させ、高エネルギー側の特性 X 線よりやや大きな管電圧をかけることにより得ることができる。

1mm 厚のスズフィルタを用いて模擬試料の骨密度の測定を行った結果、10%以内の偏差で骨密度を求めることができた。本実験では 100 秒測定で行ったが、BMD の計数誤差は数%以下と計算されたため、測定時間をより短縮できる可能性がある。また、検出器は NaI(Tl)を用いたが、CdTe でも同様に行うことが出来るのでより小型化ができて応用範囲の拡大が可能となる。

本研究では主にデュアル X 線について述べたが、単色 X 線あるいはトリプル X 線も簡単に生成されることが期待できることから、さらに種々の X 線装置に応用が可能である。

参考文献

- 1) 高田政彦：骨量測定の最近の進歩, Bone, Vol15, No2, p21-23(2001).
- 2) アロカ (株)：特許 1671106 (1992).
- 3) アロカ (株)：特開平 8-299318.
- 4) 松下電器産業 (株)：特開 2000-245723.
- 5) 矢野茂喜, 藤田栄寿, 空増昇, 三戸美生, 寺沢健治, 馬場末吉：骨塩定量測定装置, National Technical Report Vol.42, No.2, p176-183 (1996).
- 6) G. L. Simmons and J. H. Hubbell：Comparison of Photon Interaction Cross Section Data Sets. VII. Biggs-Lighthill (Rev.) and ENDF/B, NBSIR73-241(1973).

(原稿受付 平成 17 年 8 月 3 日)