The University of Osaka
Institutional Knowledge Archive

Title	電子線深部線量の骨による減弱
Author(s)	稲田, 哲雄; 岡本, 十二郎
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1971, 31(1), p. 7-12
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/16899
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

https://ir.library.osaka-u.ac.jp/

The University of Osaka

電子線深部線量の骨による減弱

放射線医学総合研究所物理研究部
稲田　哲雄
東京医科大学放射線医学教室
岡本十二郎

(昭和45年12月20日受付)

Effect of Bone Absorption on Dose of High Energy Electron Beam

By

Tetsuo Inada
Physics Division, National Institute of Radiological Sciences
Shiujiro Okamoto
Department of Radiology, Tokyo Medical College

A complete system of treatment planning has been established for high energy electron. This report describes a simple method for the correction of dose to allow for inhomogeneities due to bone by taking its density into consideration. An absorption equivalent thickness (AET) for bone is also expressed in general form with the present method. Present work shows that in practical dose measurement including inhomogeneities, the use of a bone phantom material in stead of real bone is preferable of its good reproducibility and availability.

I. 緒　言

遠隔治療法において骨の存在による深部線量の減少効果が知られている．電子線の深部線量率曲線の直線減弱部における骨組織の影響から AET (Absorption Equivalent Thickness) 値の算定法を導いた服部氏ら[1]の方法，また複雑な形状の骨組織や空洞を含む部位を近似したファントムを用いて線量分布を実測した近藤氏[2]の結果がある．

ここではある深さにある腫瘍部位線量の骨組織による減少率を評価する容易な方法を導くことを目的とした．そのために適当なファントムを骨質組織として用い，その結果から実際の骨組織の影響を算定する一般性を重視し，実際の骨組織片を使用した測定に伴う誤差を減ずることに留意した．併せてＡＥＴ値による補正法との比較を行ない，これらの補正法に関連性があることを示した．

II. 方　法

1．骨質ファントム

骨組織を骨質(Hard Bone)と軟組織とからなるものと仮定する．その軟組織部の密度は1 g/cm^{3}であつて，通常の軟組織と同等の減弱係数を示すので，この部分に対する線量減少の補正は不要であると考える．骨質部は軟組織より大きな減弱係数をもち，これについて補正すべきものと考えた．Spiers[3]によれば，骨質の密度は1.87 g/cm^{3}である．電子密度をも骨質のそれとほぼ等しくするために，アルミニウムおよびベークライトの薄板を体積比５：６で重ね合せて，これを骨質ファントムと看做した．このファントムの比重は1.87 g/cm^{3}である．

2．^{60}Co-γ 線に対する補正値の測定

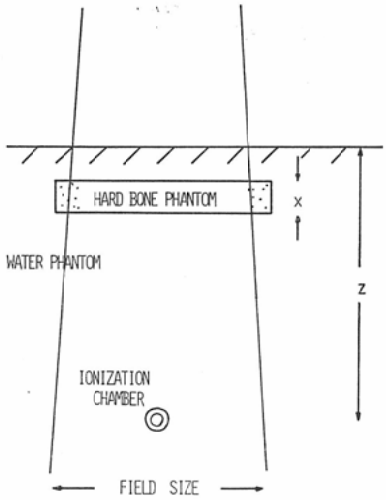


Fig. 1 Experimental arrangements in water phantom.

骨質ファントムの性能を確かめることを目的として，水ファントム内に指頭型電離箱（Ionex; 0.6cc）を設置し，骨質の有無による深部線量の比を幾つかの変数について求めた（Fig. 1）．すなわち，測定点の深さ，測定点と骨ファントムとの距離，照射野の幾つかの値の組合せについて，骨質ファントムの厚さの3～6㎜おきに測定を行なつた．

3．電子線に対する補正値の測定

前項と同じ測定条件により同様の変数について各種エネルギー電子線々量に対する骨質の影響を求めた．とくに深部率曲線が直線的な減弱に至らない80～90％線量域における補正値および電子線エネルギーへの依存性をファントムの使用により明確かつ再現性良く測定がなされた．また，実用上で予想される場合より充分厚い骨質ファントムについてまで測定を行ない，傾向を把握しようとした．

III. 結　　果

1．^{60}Co-γ線の深部線量の減少

ある深部線量に対する骨の有無による影響は腫瘍一空中線量比（TAR）に対する補正項として示すことができる．ある厚さの骨質を通過したγ線が組織に与える線量を空中の同じ位置における線量により除した値を $(TAR)_B$ と書くと

$$(TAR)_B = \eta \cdot (TAR) \qquad (1)$$

で与えられる．ここでηはある厚さの骨質が存在する場合のTARの補正項になる．この論文では骨質の存在による線量減少を示す場合にはこのηと同等の表現を用いることにする．

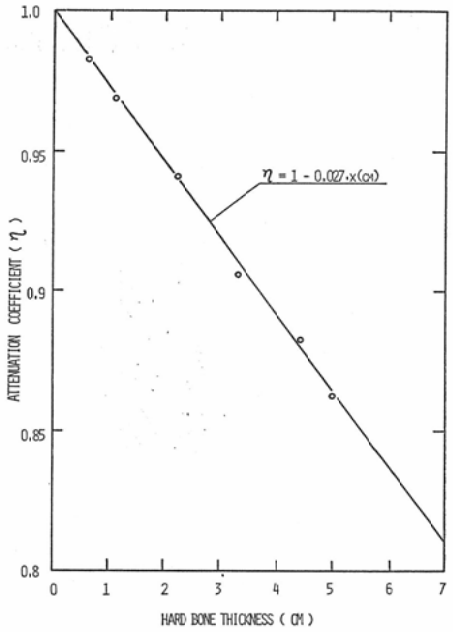
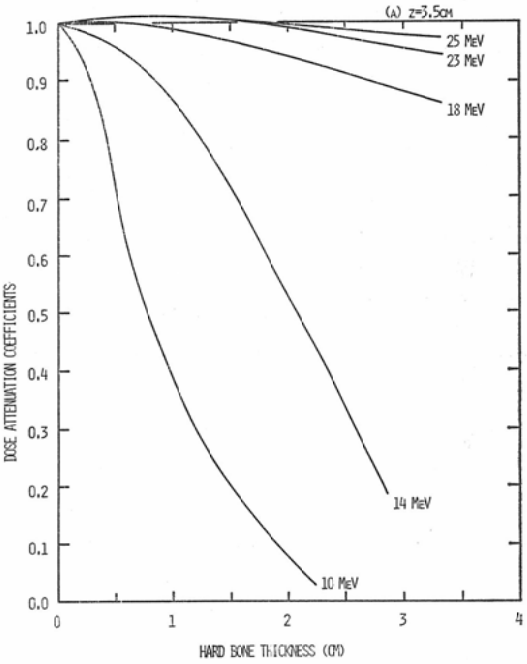


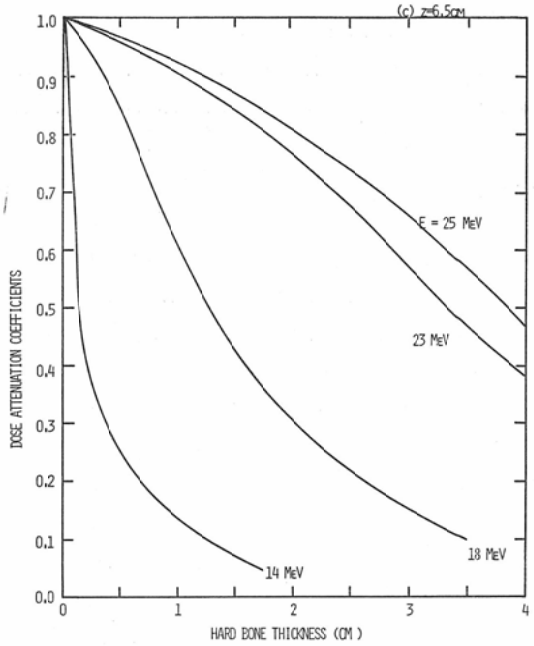
Fig. 2 Attenuation coeficients in the depth dose of ^{60}Co γ-rays, due to the interposition of hard bone specimens.

Fig. 2に骨質の厚さによるηの測定結果を示した．ηは照射野，腫瘍の深さ，骨一腫瘍間隔および骨の存在する深さによらず，骨質の厚さ，x_1にのみ依存する．このことは照射野内においての線質および単位長さ当りの線量減少率が変らないことによるものと考えられる．Fig. 2に示すようにηのxへの依存性は

$$\eta = 1 - 0.027\ x\ (\text{cm}) \qquad (2$$

で与えられる直線関係にあると看做された．すなわち，骨質1㎝の存在によるTARの減少は2.7％である．これはICRU-Report (1962) [4]で与えられている骨質1㎝あたり4％以下の減弱に比して，ここで用いた骨質ファントムによる減弱が大きすぎることはないとの結論を与えるものであ





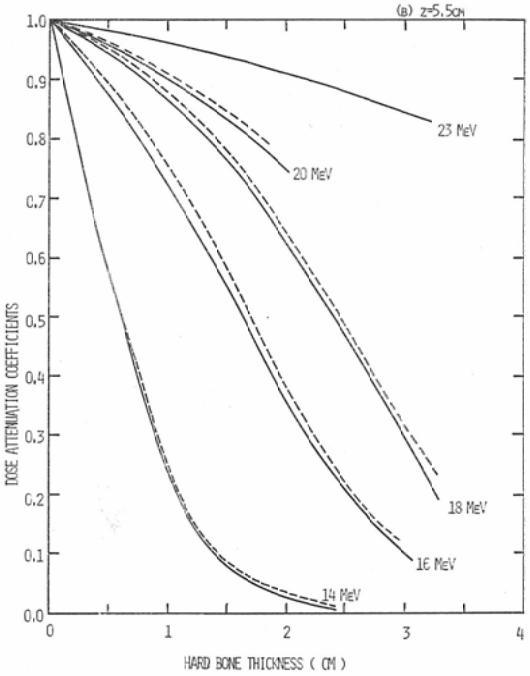


Fig. 3 Attenuation coefficients in the depth dose of electrons at several depths (z) and for 10 cm diameter field size, due to the interposition of hard bone specimens:

(a) z 3.5cm.

(b) z 5.5cm.

Broken curves show the attenuation coefficients for 6cm diameter field size.

(c) z 6.5cm.

る．

2．電子線深部線量の減少

電子線深部線量の骨質の存在による減少率は骨質厚，電子線エネルギー，腫瘍の深さおよび照射野により変化した．線量補正係数と骨質厚との関係をいくつかの電子線エネルギーにおいて求めた結果をFig. 3 (a)，(b) および (c) に示した．これらは骨質ファントム上面を水面より5㎜に設定したが，この設定位置による骨—腫瘍位置間隔の差異が線量減少率に与える変化は実用上無視できるものであつた．Fig. 3は腫瘍位置としての測定点の深さを 3.5，5.5および 6.5㎝に設定した場合である．Fig. 3 (a) において入射位置が24および26MeV の場合に厚さ2㎝以下の骨質をおくことによつて線量が微増する現象を認めた．これは腫瘍位置が骨組織背後に近接し，かつ骨より発生する飛程の長い2次電子が腫瘍部での2次電子の発生数より多くて，一次線の減弱に優る線量増加を与えるものと考えられる．しかし一般には，補正項は1より小で，線量は骨質の存在により，その厚さ，入射電子エネルギーの低下および腫瘍位置の深さとともに大きく減少する傾向にある．Fig. 3 (b) (深さ 5.5㎝) において照射野6㎝ϕの場合についての結果をも破線で示した．Fig. 3の実線はいずれも10㎝ϕの照射野の場合で，これの補正係数における差異は数%以内だが，照射野が大きくなると補正係数は小さくなる（線量減少率は大きくなる）傾向にあつた．しかし，この照射野による影響は全体として主要な補正係数要因ではないと考えられる．また骨質ファントムの面積を照射野より小さくしかし測定点（電離箱）の断面よりは大きな範囲で変化させたが，これも補正係数を数%以内で変えるもので，主要な因子とは認められなかつた．

IV. 考　　按

1．電子線々量に補正を要する深さ

^{60}Co-γ線の深部線量に対する骨質の存在の影響が骨質厚に比例する直線関係にあることに反して，電子線深部線量に対しては複雑な関係にある．一般的にはある処から急激に補正係数は減少する傾向にある．深さ 3.5㎝ (Fig. 3 (a)) の場合18MeVと14MeVの間において，また14MeV電子線の場合 (Fig. 5，次節) には深さ 5.0㎝と5.5㎝との間において明瞭な急減がみられる．この複雑な関係を電子線の軟組織内での深さ，または入射エネルギーによつて決まる線質（LET）の変化によるもの（^{60}Co-γ線のLETは不変）と考えるのは妥当ではないと考えた．もしも深さによつてLETが変るならば，前節に述べた骨—腫瘍位置間隔の差異により補正係数が変らねばならないからである．このことは軟組織内においての電子線LETが深さにより変らないとのLET算定の結果にも一致する．そこで，この線量減少効果は深部線量分布によつて説明された．すなわち，^{60}Co-γ線の深部線量率分布曲線は深さとともにほぼ直線的に減少する．したがつて骨質厚に対応する小部分については厚さと線量減少量とは比例関係にある．しかし，電子線の深部線量率曲線は80%深部率を与える深さから直線的に急激に減少するが，この深さ以内では比較的平坦である．したがつて，骨組織をおくことにより，その厚さ t_B として

$$((\mathrm{AET})-1)\,t_B$$

だけ実効深さが大きくなつた場合に，その位置の深部率が平坦部にあれば，線量減少は小さく，深部率が急激な減少部にあつたならば線量減少は大きくなる．この両部分を区別する境界はほぼ80%線量率を与える深さにあると考えられる．Fig. 4に入射電子線エネルギーと80%深さとの関係を示す．この図でえられるより深部での線量については骨組織の存在に対する補正を要する．これより浅い部分については存在する骨組織の厚さおよび密度により判断すべきだが，特殊な治療法を除けば補正は不要であることを次節で考察したい．

2．骨質厚から骨組織厚への換算と実用例

さて実際の骨組織についての補正法を考えてみたい．まず骨質ファントムの厚さを実際の骨組織の厚さに換算する．

密度，ρ_B なる骨組織は密度，ρ ($=1.87\mathrm{g/cm^3}$) なる骨質と密度1なる軟組織からなると近似的に

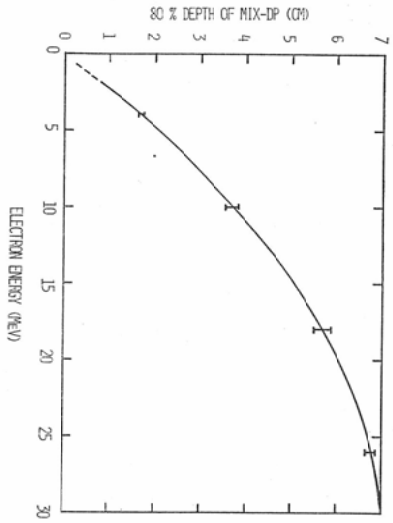


Fig. 4 Depth in water of 80 depth dose versus electron energy. "I" marks indicate the variances due to the different field sizes.

考える．したがつて，厚さ1cmの骨組織について

$$\rho_B = \rho \cdot x + (1 - x) \qquad (3)$$

で与えられる．ここでxは骨質の厚さである．よつて，厚さ t_B なる骨組織中の骨質の厚さは

$$x = \frac{\rho_B - 1}{0.87} t_B \qquad (4)$$

で与えられる．

以下にこの方法を用いて2，3の典型的な例についての骨組織による線量減少を求めてみる．

例1：密度 1.6g/cm³の骨組織[2)5)]の1cm中の骨質厚は(4)式により0.69cmである．したがつて(2)式において骨質厚xを上記密度の骨組織の厚さ t_B に換算すると

$$\eta = 1 - 0.018 t_B\,(\mathrm{cm}) = 0.982 \qquad (2')$$

となり，この骨組織1cmによる ^{60}Co-γ線の線量減少は1.8%にすぎない．

例2：例1の密度（1.6g/cm³）の骨組織下の深さ5.5cmの腫瘍に16MeV 電子線照射を行なう場合，骨組織厚が1cmであるならば，Fig. 3（b）において横軸0.69cmでの16MeV 電子線の線量減少補正係数は0.82である．よつてこの骨組織の存在による腫瘍線量の減少は18%である．

例3：密度1.18g/cm³ の骨組織[1)] 1cmにおける

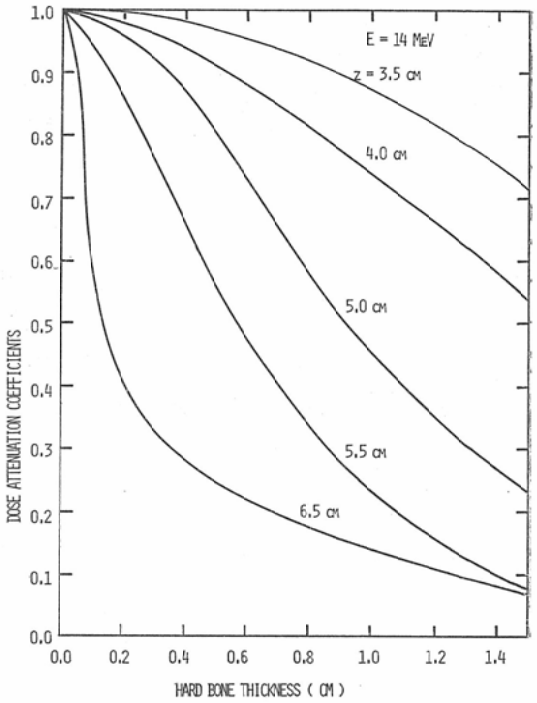


Fig. 5 Attenuation coefficients in the depth dose of 14 MeV electrons at several depth, due to the interposition of hard bone specimens.

骨質厚は(4)式から0.21cmと求められる．したがつて，この骨組織下の深さ5.5cmの腫瘍位置に16MeV 電子線照射を行なう場合には Fig. 3（b）の16MeV 電子線の線量減少補正係数は横軸0.21cmでは0.95であるので，この骨組織の存在による腫瘍線量の減少は5%である．

AETが骨の存在による深部線量分布の変化，つまりある深部線量率を与える深さの変位を示すのに便利であるのに対して，ここで導いた方法はある深さでの深部線量の減少を与えるのに便利である．Fig. 3に掲げた以外の入射エネルギーおよび深さについての減弱係数を内挿または外挿により求め，実測値と比較してみた．その結果，実用上必要とされる領域（80%深部率近傍以内）での内挿または外挿は容易であるが，骨質が厚くなり，深い位置での線量減少を求めようとすると精度は次第に劣化する．Fig. 5に14 MeV 電子線について他の深さ（4および5cm）を内挿した例を

示す．この結果は次節の考按に使用される．

3．ＡＥＴ値との比較

厚さ6㎜の骨質ファントムが存在することによる14MeV 電子線の深部線量率の変化をⅡ—3節で述べた方法により測定し，Fig. 6に骨のない場合の深部線量分布と比較して示した．扁平の骨質ファントムであるので10～80％深部率領域において，その移動距離は 0.6㎝と測定された．したがつて，使用された密度1.87g/cm³ で厚さ6㎜の骨質ファントムについてのＡＥＴ値は 1.6となる．

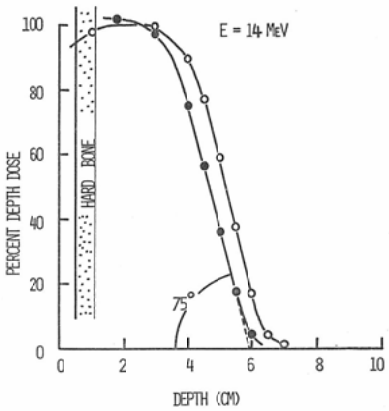


Fig. 6 The depth dose curve of 16 MeV electrons with and without the inter-position of hard bone specimen of 6mm thickness.

さてこのような骨質ファントムについて求められた大きなＡＥＴ値と服部氏ら[1]によつて求められた密度1.18g/cm³ の骨組織についてのＡＥＴ値（1.14）との関係を考えてみたい．上の6㎜の骨質を密度1.18g/cm³ の骨組織（t_B＝6㎜）と置換すると（4)式からそのうち骨質の厚さは1.24㎜になる．この骨組織による平均線量減少率，$\bar{d}$（％）はほぼ深さ5㎝において与えられる．よつてFig. 5において深さ5㎝での骨質厚1.24㎜における線量減弱係数は97.0％と求められる．つまり $\bar{d}$＝3.0％をうる．Fig. 6に示す傾斜，θ＝75° を用いて服部氏らの経験式．

$$(\mathrm{AET}) = \frac{\bar{d}}{t_B\,(\mathrm{mm})\,\tan\theta} + 1 \qquad (5)$$

よりＡＥＴを求めることができる．ここでθは深部率10％と深さ1㎝とを同等距離に目盛つた場合の深部率曲線の直線減弱部と横軸（深さ軸）とのなす角度である（5)式に所要の数値を代入すれば

（ＡＥＴ）＝ 1.134

をえて服部氏らの求めた値にほぼ一致することが確かめられる．

ここで述べた操作は密度の異なつた骨質を1.18 g/cm³ の密度の骨の厚さに換算して（5)式を適用できるように考えることと同等である．したがつて，一般に密度 ρ_B なる骨の厚さ t_B（㎜）についてのＡＥＴは次式で表現できる．

$$(\mathrm{AET}) = \frac{0.18 \cdot d}{(\rho_B - 1) \cdot t_B \cdot \tan\theta} + 1 \qquad (6)$$

この式によれば，骨ファントムによる実測値と真の骨による実測値との一致がみられ，また，骨に限らずに密度の異なる物質による軟組織中の深部線量変化のＡＥＴを推定できる．

V. 結　言

骨質ファントムを用いて電子線深部線量に与える骨質の影響を実験的に求めた．その結果を用いて骨組織の存在によるある深さでの線量減少を推定する容易な方法を導いた．また，骨質と実際の骨組織の密度の差異について考慮することにより，線量減少補正値が何れを用いて測定しても一致することが確かめられた．したがつて，線量減少の測定には適当な骨質ファントムを用いることが再現性が良く，試料の入手および成型加工が容易であるなどの点から望ましい．また，ある深さにおける骨による線量減少の補正のためには，Fig. 3のような図を作つておくのが便利であり，線量分布の変位は（6)式によつて求めるのが便利である．

謝辞：服部氏らの方法の詳細について北川俊夫博士に御教示頂いた．また測定に御協力頂いた東京医大がんセンター放射線治療部技師室各位に感謝する．

文　献

1) 服部浩之，北川俊夫，北畠　隆：日医放誌．27 (1968), 1457.
2) 近藤健爾：日医放誌，29 (1970), 1266.
3) Spiers, F.W.: Brit. J. Radiol., 19 (1946), 52.
4) ICRU Report 10d (1962), Clinical Dosimetry, NBS Handbook 87 (1963).
5) Laughlin, J.S.: Electron Beams in Radiation Dosimetry, Vol. III, (F.H. Attix and E. Tochilin ed., Academic Press, N.Y.), 92.
6) Laughlin, J.S.: Brit. J. Radiol., 38 (1965), 143.