

氏 名 (本 籍)	稲 田 哲 雄
学 位 の 種 類	医 学 博 士
学 位 記 番 号	医 第 6 5 1 号
学 位 授 与 年 月 日	昭 和 4 5 年 1 2 月 9 日
学 位 授 与 の 要 件	学 位 規 則 第 5 条 第 2 項 該 当
最 終 学 歴	昭 和 3 4 年 3 月 東 北 大 学 理 学 部 卒 業
学 位 論 文 題 目	L E T の 算 定 に 関 す る 研 究

(主 査)

論 文 審 査 委 員 教 授 粟 冠 正 利 教 授 星 野 文 彦

教 授 菅 野 巖

論文内容要旨

I. 緒 言

異なった放射線の等線量が必ずしも同じ効果を生じないことがこれまでに知られてきた。線量のほかに、線質、線量率および分割方法を規定して始めて放射線効果の大きさを予測できる。とくに線質による効果の大きさの差異が化学反応収率、染色体突然変異発現率、細胞死発生率などの広汎な段階に亘って認められているが、これらの差異は放射線エネルギー賦与の初期過程に依存するものと考えられている。したがってここで線質とはエネルギー賦与について放射線効果を発現させるための有効性を表現すべきである。しかも最近の定義にしたがったLET(線エネルギー賦与率)は、2次線(β線)の飛程と生物学的な有効ターゲット容量との相関性を示すことが予想される。著者は最近生物照射および癌治療において使用例が増している2種の放射線についてのLETの算定をおこなった。それらの放射線はMeV電子線と速中性子線で、RBEの標準放射線(200kV-X線)に比してLETが低いものと高いものであると予想されているが、明確なLET値の決定がなされていない。よってこれらの放射線のLET値の決定が、生物、治療効果の解釈に資するものと思われる。

II. 電子線エネルギー分布

電子線が組織に入射すると減速し、または2次線を発生させ、入射電子エネルギー分布とは異なったエネルギー分布を示す。これを求めることがLET算定の基礎となる。特殊なファントムと電磁石型スペクトロメーターとを用いてベータatron電子線によって照射された水ファントム中の電子線束を引き出し、そのエネルギー分析をおこなうことにより500keV以上入射エネルギーまでの高エネルギー領域のエネルギー分布を求めた。500keV以下10keVにおける分布は、Berger, Seltzerのモンテカルロ法による計算結果を内挿して求めた。10keV以下100eVまでの分布はBurchの計算法によった。これら3部分は、それぞれ1radの電子線束に規格化することによりスムーズに接続された。

III. 電子線LET分布

求められたエネルギー分布のうち治療条件における線質の差異を包括的に代表するものとして、入射エネルギー1.3MeV、深さ4cmおよび2.7MeV、2cmにおけるエネルギー分布を選び、ま

た極端な例として照射野境界領域におけるエネルギー分布を求め、これらのLETを算定した。電子のLET値としてSternheimerの表式において、生物学的効果に有意な最低δ線エネルギーを100eVと設定し、この局限值以下でのエネルギー賦与率を求めた。LET分布は飛程LETおよび線量LETについて求め、かつそれぞれの平均LET、 L_T および L_D を算定した。1327MeV電子線についてこれらの平均LETは等しく、それぞれ $L_T = 0.19 \text{ keV}/\mu$ および $L_D = 6.8 \text{ keV}/\mu$ であった。これに対して照射野境界においては $L_T = 0.59 \text{ keV}/\mu$ および $L_D = 11.4 \text{ keV}/\mu$ とやや増加を示した。

IV. 速中性子線エネルギー分布

2.8MeVに加速された重陽子線を厚いベリリウム板に入射させてえられる中性子線は安定、かつ高収率の速中性子線源であるが、複雑なエネルギー分布をもち、その線質も不明であった。ここでは中性子が一定の距離を飛行するに要する時間を測定することによりそのエネルギー分布を決定した。その結果は平均約2MeVで、最高エネルギーは約8MeVに達する連続な分布であった。

V. 速中性子線LET分布

速中性子線の入射により組織内に発生する反跳陽子、酸素、炭素原子およびα線々束のエネルギー分布を求め、これらの組織内減速エネルギー分布を算定した。重粒子の局限阻止能が不明であること、重粒子のエネルギー損失は連続的で高エネルギーδ線の発生確率が低いと考えられることからLET値として非局限阻止能を用いた。LET分布は飛程LETおよび線量LETについて求めかつそれぞれの平均LETを算定し、 $L_T = 4.5 \text{ keV}/\mu$ 、 $L_D = 6.8 \text{ keV}/\mu$ をえた。

VI. 考按および結言

1. 治療条件を充たす電子線エネルギーおよび深さによる線質の差異はない。したがって治療成績に差異を生じた場合、それはLETによるものではなく線量分布によるものと考えられる。

2. 平均約2MeVの連続速中性子線のLETは阻止能を用いて算定されて飛程平均LETおよび線量平均LETはそれぞれ、 $L_T = 4.5 \text{ keV}/\mu$ および $L_D = 6.8 \text{ keV}/\mu$ であった。飛程平均LETはエネルギー損失局限値を $\Delta = 100 \text{ eV}$ と設定してもあまり変らない。線量平均LETが速中性子線々質の表現として適切であるかどうかについて疑問がもたれた。

3. 生物学的効果比(RBE)を用いてえられたLETと生物効果との比較では電子線と速中性子線について妥当な相関性が求められた。また電子線と $^{60}\text{Co}-\gamma$ 線とのRBEの差異は1%以下であると考えられた。

審査結果の要旨

人体の受ける放射線影響はその吸収線量（レム単位で現わす）に依存する。レムは放射線吸収の物理的単位であるラドを線質乗数および分布乗数その他で修飾したものである。最近、医学的に利用できる放射線の形はひじょうに多く数百万電子ボルト又はそれ以上の電子線錐やエックス線、又は場合によりさまざまなエネルギーを持った中性子線錐を人体に照射する事も稀ではない。このような高エネルギー放射線が人体組織に吸収される時に第一番目の初期過程としておこる放射線と人体構成物質の相互作用を表現する尺度は1つには人体内の空間的線量分布であり1つには放射線飛跡の単位長さ当りに放射線が失うエネルギーの大きさ（線エネルギー附与，LET）である。本論文では百万電子ボルトのオーダーの電子線および200万電子ボルトの速中性子を組織と当価な模型に照射したときの組織内エネルギー附与を計算および実測した。この際、組織内において長さLとL+dLの間にある粒子線束が全線束中に占める割合

$$t(L) = \frac{n(L)}{\int n(L) dL}$$

を飛程のLET分布と定義し、また飛程LET分布についてのLETの荷重平均

$$\bar{L}_T = \frac{\int L t(L) dL}{\int t(L) dL}$$

を飛程平均LETと定義した。このことから粒子線束とそのLETとの積は局所的線量附与に比例し

$$d(L) = \frac{L t(L)}{\bar{L}_T}$$

を線量のLET分布とし

$$\bar{L}_D = \frac{\int L d(L) dL}{\int d(L) dL}$$

は線量平均LETを与えるものとした。これに基づいて人体内エネルギー分布を2つの解析的方法及びモンテカルロ法によって求めた。一方組織内エネルギー分布は人体模型に放射線をあて組織内の異なる深さで発生した二次省電粒子線を模型の外に導きスペクトル測定を行い上記計算値と実測値を比較した。その結果、人体深部（電子線の80%以上が与えられている深さ）組織内LETは電子線入射エネルギーの大小及び身体の深さ如何に拘らずその飛程平均エネルギーは組織1ミクロン当り0.19 KeV、また線量平均LETは同じく6.8 KeVであった。この事は電子線のエネルギーによって生物効果比率に差が生じてもそれはLETによるものではなく空間的線量分の差に基くものであるとゆう極めて注目すべき結論を導く結果となった。一方、速中性子線LETは阻止能を用いて算定したところ飛程平均LETは組織1ミクロン当り45 KeV、線量平均LETは68 KeVとなった。中性子線の場合線量平均LETを線質の表現として用いる事は現在のところ十分な検討資料が不足しており適切であるとは思えない。併し生物学的効果比率に基く比較では本報告に用いた電子線とコバルト60ガンマ線の差は1%以下で極めてよい一致を得た。

よって本論文は学位を授与するに値するものと認める。