

コウエネルギーヨウシノチリョウヨウハウシャセン トシテノイチコウサツ

長, 哲二

吉永, 春馬

<https://doi.org/10.15017/90>

出版情報 : 九州大学医療技術短期大学部紀要. 4, pp.87-90, 1977-03-25. 九州大学医療技術短期大学部
バージョン :
権利関係 :



高エネルギー陽子の治療用放射線 としての一考察

長 哲 二, 吉 永 春 馬

Pretherapeutic Investigations of High Energy Proton

Tetsuji Cho and Haruma Yoshinaga

緒 言

最近, 高い線エネルギー付与を示す放射線, 即ち高LET放射線による治療が注目されその放射線のうち幾つかはすでに臨床的利用がはじまっている。

高LET放射線の特長とされる生物学的効果比(RBE), 酸素利得比(OER)についても多くの報告があり,¹⁾²⁾³⁾⁴⁾それが臨床的利用において従来の高エネルギーエックス線やガンマー線が持たない効果を示すであろうことは疑えないところまできている。つまり高LET放射線は腫瘍中心部の酸素不足の細胞に対して, コバルト・ガンマー線等の低LET放射線と比較して, より効果的な放射線であると言えよう。また高LET放射線のひとつであるアルファ線⁵⁾の培養細胞照射に関しては間期死の頻度がエックス線より大きく,⁵⁾ potentially lethal damageの回復もない⁶⁾という特異性の報告もある。このように放射線のLETと生物学的効果との関係から, 治療用の新しい放射線を考慮することも今後の進路のひとつであろう。

しかし放射線治療では生物学的効果もさることながら, 線量分布が大きな問題となる。これは正常組織に与える無用のエネルギーを少なくして, いかに大きなエネルギーを腫瘍部に与えるかということである。コバルト・ガンマー線, 高エネルギーエックス線, 速中性子では, 一門照射で, ある特定の深さの部分にまわりの部分より大きなエネルギーを与えることは出来ない。これにたいして重い荷電粒子(電子よりも質量が大きい荷電粒子)は粒子の運動エネルギーがゼ

ロになる近傍, すなわち飛程の末端附近で大きなエネルギーを失うが, このいわゆるBragg曲線のBraggピークを利用することにより, ある特定の深さに大きなエネルギーを与えその他の部分に与える無用のエネルギーを少なくすることが可能である。ピークの深さは入射粒子のエネルギーを変化させることにより自由に制御出来る。このようにBraggピークの利用により, より望ましい線量分布が得られるのが重い荷電粒子の特長である。

以上のようなLET, 線量分布の点から重い荷電粒子(π -中間子を含む)の放射線治療への応用が我が国でも考えられているが, ここでは重い荷電粒子のひとつである陽子について, そのLETと吸収エネルギー分布を計算によって求め, その治療用放射線としての利用価値を検討する。

計算および結果

陽子線を治療に利用するためには少なくとも組織中の飛程が15cmになるだけのエネルギーは必要であろう。いま水を組織等価物質と仮定して range-energy curve⁷⁾から水中で15cmの飛程をもつ陽子のエネルギーを求めると $E_p=147$ MeVになる。即ち陽子治療のためには少なくとも147MeVの陽子を作り出す加速装置が必要になる。

いま147MeVの陽子が水ファントームに入射したとして, ファントーム中の各深さにおける陽子のエネルギーを range-energy curve によって求めた。LETは各点での陽子エネルギ

一とその阻止能から水1ミクロン当りの平均のエネルギー損失を計算して求めた。その結果を図(1)に示す。これによると水中での陽子のLETが10KeV/ μ 以上になるのは飛跡の末端1mmの範囲であり、かなりの深さ(≈ 12 cm)まではLETが1KeV/ μ 以下であることがわかる。

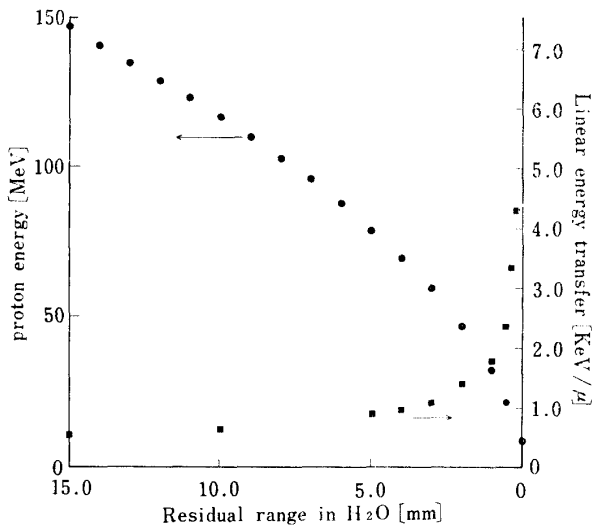


Fig 1 Change of proton energy and LET with depth in H₂O. ○ proton energy, ■ proton LET.

図(1)に示された深さによる陽子のエネルギーの変化から、入射面の単位面積に147MeVの陽子が1個入射した時に単位質量の水(水の密度を1.0g/cm³とする)で失ったエネルギー、換言すると、単位質量の水が吸収したエネルギーの平均値を深さ1cm間隔で計算した結果を図(2)に示す。図(2)は水中での飛程が15cmである147MeV陽子1個について計算したものであるが、実際には陽子の透過曲線は途中での散乱、揺動のため完全な矩形ではなく図(3)に示すような曲線になる。図(3)の曲線はKoshmieder³⁾の実験による144MeV陽子の銅の透過曲線から、相対的な曲線の形は変わらないとして、147MeV陽子の水中の透過曲線を推定したものである。

図3の曲線を利用して147MeV陽子の深部吸収エネルギー百分率曲線を計算すると図(4)のようになる。図(4)でピーク部分1cmと入射部1cm当りの吸収エネルギーの比は4:1となる。このピーク部分に100radの吸収線量を与えるのに必要な147MeVの陽子の個数を計算すると、

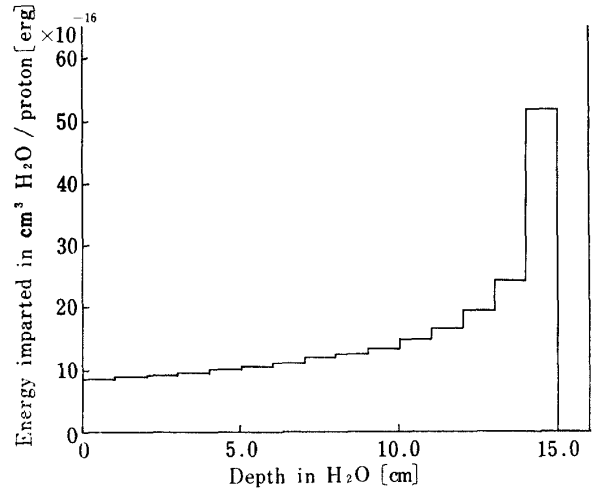


Fig 2 Calculated absorbed energy curve for 147MeV proton.

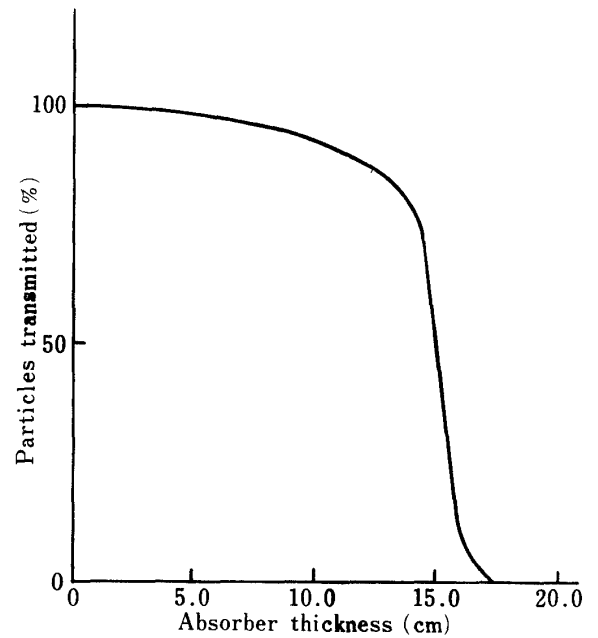


Fig 3 Transmission curve for 147MeV proton beam in H₂O.

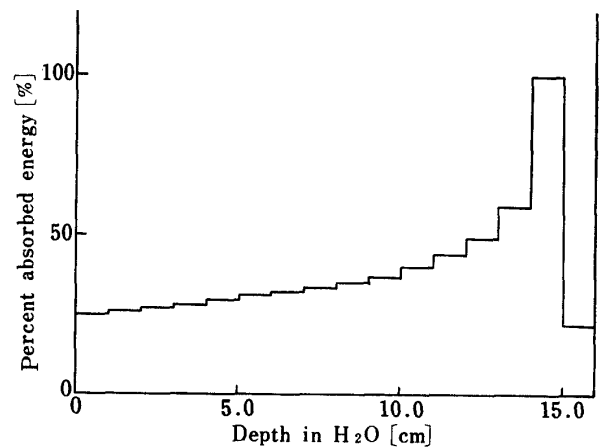


Fig 4 Calculated depth dose curve for 147MeV proton.

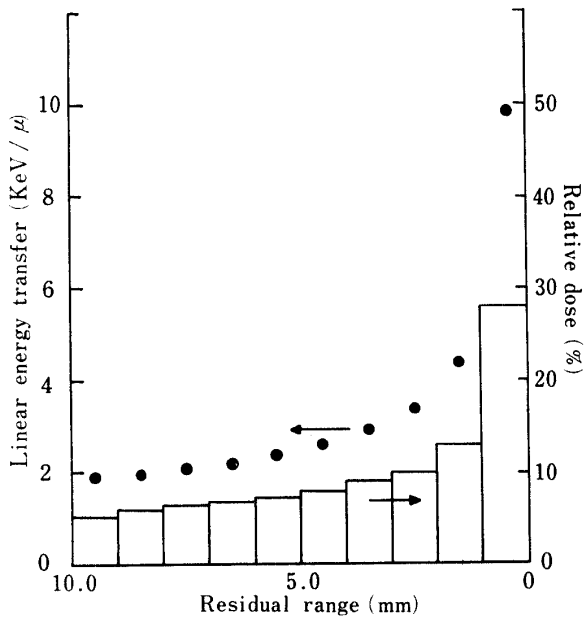


Fig 5 Change of LET and relative depth dose of proton at the end of range.

入射面で単位面積当り 2.93×10^8 個になる。

ピーク部分の陽子の LET の分布を計算すると図(5)に示すような結果になる。これはピーク部分 1 cm を 10 等分し、それぞれの部分での陽子の平均 LET とピーク部分 1 cm に与えられるエネルギーを 100 とした時の各部に与えられるエネルギーを百分率で示したものである。図(5)からピーク部分 1 cm に与えられるエネルギーの 28% が LET ≥ 10 KeV/ μ の陽子によるものであることがわかる。

考 察

高エネルギー陽子の深部吸収エネルギー分布と LET の深さによる変化を計算した結果を前節に示した。この結果に基づき、まず高エネルギー陽子の生物学的効果を LET との関連において検討し、従来治療に使用されてきた放射線との比較を行う。

60 MeV 陽子の深部線量分布のプラトー部分での平均 LET = 1.45 KeV/ μ という報告¹²⁾があるが、図(1)及び図(2)に示すように 147 MeV 陽子のプラトー部分での LET は 1 KeV/ μ 以下である。これはコバルト・ガンマー線と同程度である¹³⁾。ピーク部分における飛程末端 1 cm での平均 LET を各 LET の陽子が水に与えるエネ

ルギーを加重として求めると $\bar{L} \approx 4.6$ KeV/ μ となる。前にも述べたが LET ≥ 10 KeV/ μ の陽子のこの領域の吸収エネルギーへの寄与は 28% に過ぎず、これからは大きな生物学的効果は期待できない。高エネルギー陽子の培養細胞に対する RBE は 1.08 という報告¹¹⁾があり、またマウスの LD₅₀ を指標にした RBE は 1.02 ~ 1.26 という報告¹²⁾がある。いずれにしても高エネルギー陽子の RBE は 2.0 以上の値は期待出来ない、さらに LET が小さいことから酸素効果も大きいことが予想される。それで生物学的効果からはコバルト・ガンマー線、高エネルギーエックス線よりは LET の点で僅かに有利だといえるが、 π^- 中間子照射¹³⁾ほどの有利さは無い。

次に RBE, OER とともに治療効果に大きな影響を与える線量分布について検討する。吸収エネルギーの深さによる変化は図(2)に示すように飛程の末端にピークを持っている。それで腫瘍の深さにこのピークの部分を合わせることでより腫瘍部分にまわりの他の組織より大きなエネルギーを与えることが可能であり、またピーク部分より深い部分へのエネルギー付与をゼロに出来る。このことはコバルト・ガンマー線、高エネルギーエックス線、速中性子線にはない大きな特長であり、腫瘍部分と入射面近傍との吸収エネルギーの比はこれ等の放射線よりも大きくすることが可能である。図(4)に示す分布ではピークと入射面の吸収エネルギーの比は 1/4 程度であるが、多門照射、回転照射といった照射

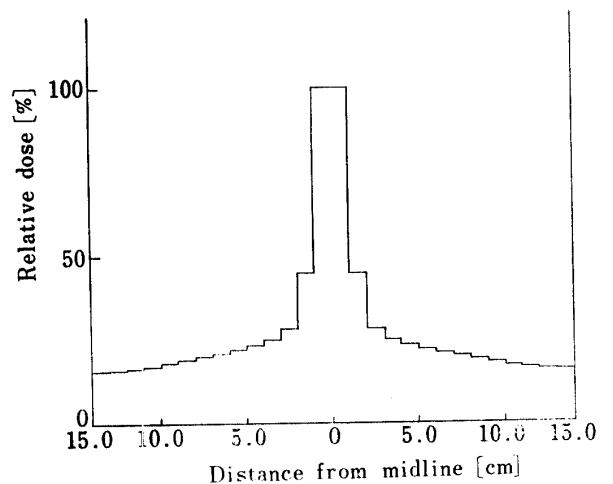


Fig 6 Calculated depth dose distribution of double port irradiation.

方法によってこの比をさらに大きくすることが可能である。その一例として対向二門照射のばあいの吸収エネルギー分布の計算結果を図(6)に示す。図(6)は腫瘍の直径を2 cmとした場合である。これ以上の大きさになると入射陽子のエネルギーを変化させ、それぞれの吸収エネルギー分布を重ね合わせるによりピーク部分の巾を大きくすることができる。この重ね合せを多数回行うとピーク部分とプラトー部分の吸収エネルギーの差は小さくなるがそれでも、コバルト・ガンマー線、高エネルギー電子線、速中生子線よりも線量分布に関しては有利である¹⁴⁾。

高エネルギー陽子の線量分布を π 中間子照射の線量分布と比較すると、 π 中間子の場合には π 中間子、電子、中性子の影響と π 中間子自身の揺動が大きいため、陽子のように鋭い分布を得ることは出来ない¹⁵⁾。それで大きな腫瘍の照射は良いが小さな腫瘍(直径が1~3 cm)の照射では他の正常組織への無用のエネルギー付与が高エネルギー陽子の場合よりも大きくなることが予想される。この点では高エネルギー陽子が有利である。

さらに現時点では π 中間子照射での線量率が非常に低い(1~数rad/min)¹⁶⁾¹⁷⁾ことが治療用放射線としては問題であろう。この点高エネルギー陽子では前節の計算結果から照射野を100 cmとしても入射面での陽子のbeam currentが 10^{-12} A程度で腫瘍部の線量率は100rad/secになる。

以上計算によって求めたLET, 深部吸収エネルギー分布を基礎に、高エネルギー陽子の治療用放射線としての利用価値を、現在使用されている放射線あるいは π 中間子との比較で検討を行ったが、現在使用されている放射線より生物学的効果ではさほど有利な点はないが線量分布の点では非常に有利であり治療用放射線として十分利用価値はある。

要 約

高エネルギー陽子の治療用放射線としての利用価値をLET, 線量分布の点から検討して次の結果を得た。

1) 高エネルギー陽子は高LET放射線とは

いえないが飛程の末端では10KeV/ μ 以上のLETをもつ。

2) LETとRBE, OERの関係から生物学的効果は、コバルト・ガンマー線、高エネルギーエックス線と比較して著るしくすぐれているとはいえない。

3) 線量分布に関しては現在治療に使用されているどの放射線よりもすぐれている。

この結果から高エネルギー陽子の治療への応用は十分検討に値する。

文 献

- 1) Todd, P. : Radiat. Res. 7, 196, 1957.
- 2) Skarsgard, L.D., Kihlman, B.A., Parker, L., Pujara, C.V. and Richardson, S. : Radiat. Res. suppl. 7, 208, 1967.
- 3) Bewley, D.K. : Radiat. Res. 34, 446, 1968.
- 4) Barendsen, G.W. : Current Topics in Radiation Research 4 (North-Holland Amstrdam) 293, 1968.
- 5) Cho, T. : J. Radiat. Res. 16, 55, 1975.
- 6) Cho, T. : J. Radiat. Res. 17, 33, 1976.
- 7) Marvin, R. and Richard, M. : UCRL-2301, 79, 1954.
- 8) Koschmieder, L. : Z.Naturforsch 19a, 1414, 1964.
- 9) Bender, R.S. and Darden, E. B. : Radiat. Res. 41, 247, 1970.
- 10) Conger, A.D., Randolph, M.L., Sheppard, C. W. and Luippold, H.J. : Radiat. Res. 9, 525, 1958.
- 11) Wainson, A. A., Lomanov, M.F., Shamakova, N.L., Blokhin, S.I. and Jarmonenko, S.P. : Brit. J.Radiol. 45, 525, 1972.
- 12) Dalrymple, G.V., Lindsay, I.R., Hall, J.D., Mitghell, J.C., Ghidoni, J.J., Kundel, H.L. and Morgan, I.L. : Radiat. Res. 28, 489, 1966.
- 13) Raju, M.R. and Richman, C. : Current Topics in Radiation Research 8 (North-Holland Amstrdam) 159, 1972.
- 14) Koehler, A.M. and Preston, W.M. : Radiol. 104, 191, 1972.
- 15) Curtis, S. and Raju, M.R. : Radiat. Res. 34, 239, 1968.
- 16) Nias, A.H., Greene, D., Major, D., Perry, D.R. and Reading, D.H. : Brit. J. Radiol. 47, 800, 1974.
- 17) Dertinger, H., Lucke-Huhle, C., Schalag, H. and Weibezahn, K. F. : Int. J.Radiat. Biol. 29, 271, 1976.