



Title	放医研サイクロトロン速中性子線の線量測定
Author(s)	平岡, 武; 川島, 勝弘; 星野, 一雄 他
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1977, 37(4), p. 369-376
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/18298
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

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

The University of Osaka

放医研サイクロトロン速中性子線の線量測定

放射線医学総合研究所物理研究部

平岡 武川 島勝 弘
星野 一雄 松沢 秀夫

(昭和51年8月30日受付)

(昭和51年11月25日最終原稿受付)

Dosimetry of Fast Neutron Beams at the NIRS Cyclotron

By

Takeshi Hiraoka, Katsuhiko Kawashima, Kazuo Hoshino and
Hideo Matsuzawa

Division of Physics, National Institute of Radiological Sciences, Chiba, Japan

Research Code No.: 203

Key Words: Dosimetry, Fast neutron beam, Cyclotron

The NIRS Cyclotron became operational in 1974, and has been used for physical measurements, radiobiological experiments, RI-production and clinical therapy. A 30 MeV and 30 μ A deuteron beam impinging on a thick Be target is being employed to generate a neutron beams for fast neutron therapy. A 200 cm target-tumor distance is used for most radiotherapy and obtained nearly same characteristics of build-up region and of depth dose as ^{60}Co gamma rays. The beam calibration in term of absorbed dose in tissue has been based on paired chamber method. The correction factors for both initial and general ion recombination, wall materials and neutron and gamma sensitivities of the paired chambers will be discussed.

I. 緒 言

放医研では1968年から Van de Graaff 加速器を使用し、平均 2 MeV の速中性子線¹⁾によるクリニカルトリアルを行なつてきた。LET が高く治療に有効な放射線であるが、中性子収率が低いため SSD を大きく取ることが出来ず、このため照射野が小さくて又充分な深部線量が得られず、黒色腫等の表在性腫瘍の治療に限られ一応の成果を上げてきた²⁾。

サイクロトロンの稼動後1975年より本格的速中性子線治療が開始された。汎用照射室、生物照射

室、治療照射室及び RI 生産室があるが、ここでは治療用速中性子線についてのみ述べる。中性子線の平均エネルギーは約13MeV と考えられ³⁾、最大20cm 平方の照射野と ^{60}Co ガンマ線に相当する深部線量が得られる⁴⁾。

組織の吸収線量の評価に於ては、エネルギーの増加と共に非弾性反応による放出粒子の影響により線量測定が複雑困難なものとなつている。ここでは対電箱法により、サイクロトロン速中性子線と混在ガンマ線の線量評価法を確立したので以下に述べる。

II. 線源及びモニター系

当所に設置された Thomson-CSF 社のサイクロトロンは最大エネルギーで deuteron 35MeV, proton 70MeV を加速でき, その他 α 粒子や重荷電粒子を加速し RI 生産や生物実験を目的とした本格的医用サイクロトロンである⁵⁾. 速中性子線治療には30MeV, 30 μ Aの deuteron beam を90° 曲げて4mm厚のベリリウムに衝突させて発生する中性子線を垂直方向に照射でき, 又コリメーターは連続可変で不整形照射野が簡単に得られる特徴を有する⁶⁾. 測定や計算の便利さから全て STD 法を採用しており, 現在 200cm を基準としている. 表面線量分布や深部線量分布はほとんど ⁶⁰Co ガンマ線に等価である. 線量率は SCD 200cm, 11.4 \times 11.4cm² 照射野の peak depth で中性子線とガンマ線の total dose で約46rads/min である.

線量のモニターには2系統を用いている. 主モニターは平行平板型, 電離体積約25ccの空気密封型電離箱を Target から約50cm に配置し, この電流を Ope-Amp で増幅し積算している. 補助モニターは Target 上の deuteron beam current を current integrator で積算している. 治療は週3回1日おきに行なっているが, 照射をはじめ前に必ずモニター校正を行なっている. 後述する標準対電離箱で校正した0.6ccの Farmer Type 電離箱 (電離気体は空気 で外気に開放) を TEP Phantom 5cm 深さに置き11.4 \times 11.4cm² の標準照射野で両モニターの校正を行なっている.

主モニターの短期間での安定性は $\pm 2\%$ 以内であり, 1975年11月開始された最初の治療時から現在までの感度は約8%変化している. 長期間の感度変化は電離ガスの吸着, アウトガス, 電離箱を取付けたまわりの構造物の放射化等によるものと思われる. 短期間での安定性も充分とは言えず, 又線量率依存性も20 μ A 時と30 μ A 時で3%異なり, deuteron beam current を出来るだけ一定に保つ様にしておかなければならない.

補助モニターの方は最初から取付けられていなかったたので十分なデータが無いが, 主モニターとほとんど同じ安定性が得られている. 但し, 最初

の1カ月間は非常に安定しており $\pm 0.3\%$ 以内であつたものが, 最近では $\pm 2\%$ 程度の安定度になつてしまつた.

III. 線量評価

1. 対電離箱法による線量評価

同じ放射線場を2種類の電離箱 (Suffix をTとUで表わす) で測定する場合, 電離箱の読みを⁶⁰Co ガンマ線でレントゲン単位で校正した値をそれぞれ R_T, R_U とすると次の関係式が得られる.

$$\left. \begin{aligned} R_T &= hT DG + kT DN \\ R_U &= hU DG + kU DN \end{aligned} \right\} \quad (1)$$

$$\left. \begin{aligned} DN &= \frac{R_{ThU} - R_{Uhr}}{k_{ThU} - k_{Uhr}} \\ DG &= \frac{R_{Ukr} - R_{rku}}{k_{rThU} - k_{Uhr}} \end{aligned} \right\} \quad (2)$$

ここで DN と DG はそれぞれ中性子線とガンマ線の線量で, h と k は各電離箱のガンマ線と中性子線に対する感度で, cavity size に依存する⁷⁾. 速中性子線またはガンマ線によつて発生する2次荷電粒子の飛程にくらべて cavity が充分小さいときは空洞原理が適用され h, k は次式で与えられる.

$$h = \frac{1}{0.943} \cdot \frac{(S_{\text{gas}}^{\text{wall}})_{\text{Co}_T}}{(S_{\text{gas}}^{\text{wall}})_T} \cdot \frac{(\mu_{\text{wall}}^{\text{tissue}})_{\text{Co}_T}}{(\mu_{\text{wall}}^{\text{tissue}})_T} \quad (3)$$

$$k = \frac{1}{0.943} \cdot \frac{1}{W_n/W_\beta} \cdot \frac{(S_{\text{gas}}^{\text{wall}})_{\text{Co}_T}}{(S_{\text{gas}}^{\text{wall}})_n} \cdot \frac{(\mu_{\text{wall}}^{\text{tissue}})_{\text{Co}_T}}{(K_{\text{wall}}^{\text{tissue}})_n} \quad (4)$$

他方2次荷電粒子の飛程にくらべて cavity が充分大きい場合には h', k' は次式となる.

$$h' = \frac{1}{0.943} \cdot (S_{\text{gas}}^{\text{wall}})_{\text{Co}_T} \cdot \frac{(\mu_{\text{wall}}^{\text{tissue}})_{\text{Co}_T}}{(\mu_{\text{gas}}^{\text{tissue}})_T} \quad (5)$$

$$k' = \frac{1}{0.943} \cdot \frac{1}{W_n/W_\beta} (S_{\text{gas}}^{\text{wall}})_{\text{Co}_T} \cdot \frac{(\mu_{\text{wall}}^{\text{tissue}})_{\text{Co}_T}}{(K_{\text{gas}}^{\text{tissue}})_n} \quad (6)$$

ここで S, μ , K は suffix で表わした放射線によつて発生した2次荷電粒子のそれぞれ阻止能⁸⁾, 質量エネルギー吸収係数⁹⁾, コーマ¹⁰⁾であり, W は1イオンペアを作るのに要する平均エネルギー

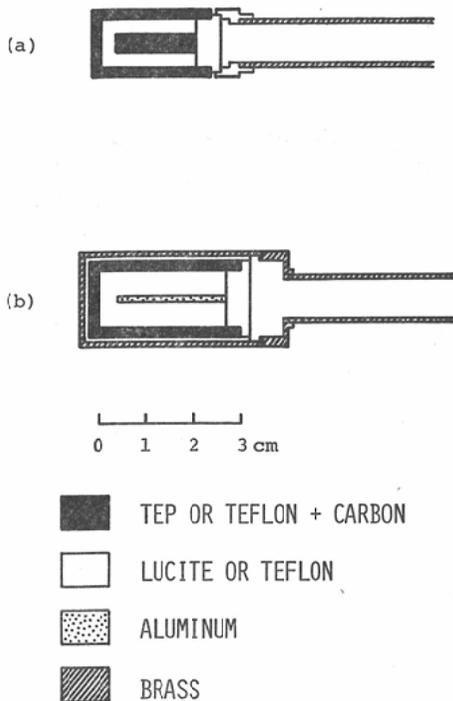


Fig. 1. Cylindrical paired ionization chambers.
Ioning volume of (a) and (b) are 1.3 cc and
3 cc, respectively.

である。(3)~(6)式の内どれを取るかは電離箱の cavity size と速中性子線やガンマ線のエネルギーに依存する。

2. 対電離箱

Fig. 1 に現在標準として用いている対電離箱の先端部を示してある。(a) は電離体積 1.3 cc で、中性子線とガンマ線の両方に感度を有する電離箱は我々の試作した組織等価プラスチック¹¹⁾壁—組織等価混合ガス¹²⁾から成っている。他方中性子線に低い感度を有する電離箱はカーボン壁—炭酸ガスの組合せが一般的であるが、カーボンの加工性や多孔性の欠点を考えて、Shonka 等¹³⁾の提唱したプラスチックを改良しテフロン 80% (wt %) にカーボン 20% を加えたものを壁材質とし、炭酸ガスの組合せとした。

中心電極は cavity 中の電界強度の差を少くするため 4 mmφ としそれぞれ壁材質と同じ物質を

用いてあり、絶縁体もそれぞれルサイトとテフロンを用いた。壁厚は 2 mm であるが荷電粒子平衡を満たすため 3 mm の壁材質のキャップを付けて空中の測定を行なう。電離ガスは約 3 cc/min の割合でガスフロー型としている。(b) は 3 cc の電離体積で、(a) とほとんど同じ構造と材質であるが、中心電極のみ Aluminum の 1.6 mmφ を用いてあり、cavity の均一性や電界強度の面からは (a) より多少劣ると思われる。

これら両電離箱の飽和特性は別に述べる¹⁴⁾のでここでは割愛するが、特に炭酸ガス電離箱では初期再結合により飽和特性が悪くなるので注意を要する。

その他 0.1 cc, 0.77 cc の対電離箱も線量分布の測定に用い、又高感度の 10 cc 対電離箱も使用しているが、標準測定用としては上記 2 組の対電離箱を用いている。

3. 中性子線とガンマ線に対する感度

1.3 cc と 3 cc 対電離箱に対して (3)~(6)式のうちどれを使うかは、使用エネルギーと cavity size に依るが、ここでは次の様に仮定して h , k を計算した。30 MeV d の Be (d, n) 反応時や、この中性子線と構造物又は組織との反応によつて発生するガンマ線の平均エネルギーは 1 MeV 以上と考えられるので、Fig. 1 に示した電離箱では充分空洞理論を満足すると仮定でき、(3)式を使つて hr , hu を計算した。Fig. 2 にその結果を示してあるが、両者ともここで使われるエネルギー域ではほとんど一定であることがわかる。図中点線は Teflon+Carbon に対する h'/u の値を比較のために示した。又図には示してはないが h'/r の値は 0.2 MeV 以上で hr 同じ値になる。

一方速中性子線と組織等価電離箱との反応に於て、gas cavity 中に寄与する電離の大部分は反跳陽子によるものであるので、空洞理論を満足する(4)式を用いて kr を計算した。他方 Teflon+Carbon 電離箱では C, F 元素と炭酸ガス中の O 元素の反跳及び α 粒子等が電離に寄与するため、我々の電離箱では空洞理論が満足するとは言えず、(6)式により算出することが妥当と仮定し値を求

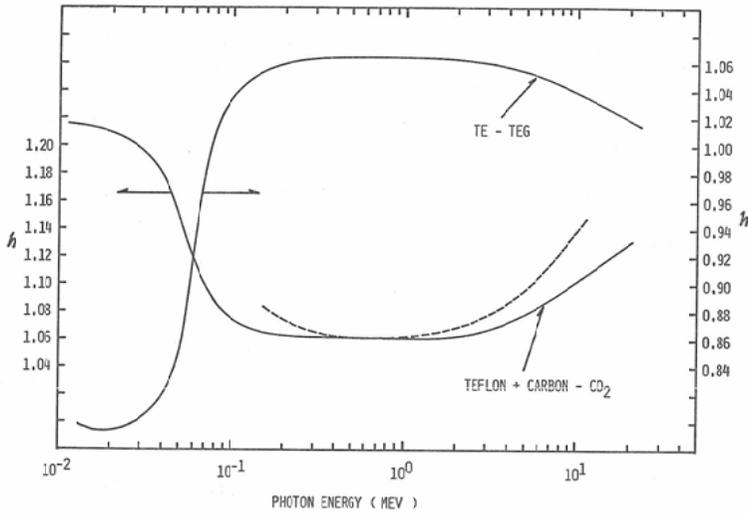


Fig. 2. Variation of sensitivity of paired ionization chamber as a function of photon energy. The solid curves are represent h values for TE-TEG and for Teflon+Carbon- CO_2 chamber. The dashed curve is represent h' value for Teflon+Carbon- CO_2 chamber.

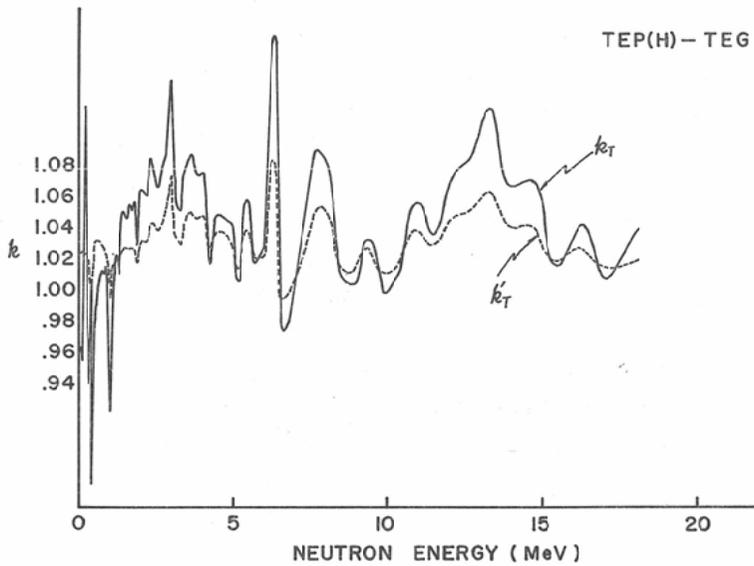


Fig. 3. Variation of sensitivity of neutron sensitive chamber as a function of neutron energy.

めた. k_T の値を Fig. 3 に, $k'u$ の値を Fig. 4 に示してある. Fig. 3 には又比較のために $k'r$ も点線で示してある.

現在高エネルギー域での核反応のデータが不足しており, カーマは18MeV までしか計算されて

いないため, k の値も18MeV までしか求めることが出来ない. k_T の値はエネルギーが増加しても全体的に急激な変化を示さないが, $k'u$ の値は約10MeV 以上で急激に増加する曲線を示している. 30MeV d の Be (d, n) 反応によるスペクト

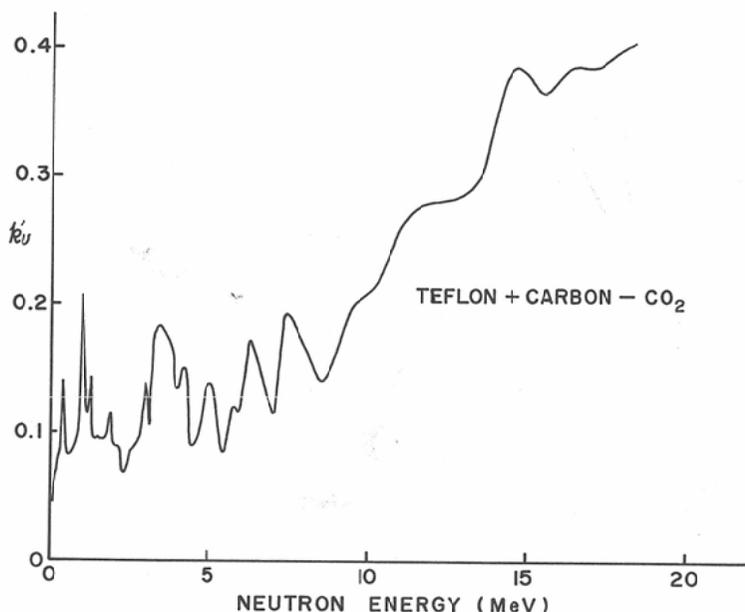


Fig. 4. Variation of sensitivity of neutron less-sensitive chamber as a function of neutron energy.

ルは他のサイクロトロンデータの^{15)~19)}から内挿により求めたが、12MeV 付近にピークを有する広い幅をもつたスペクトルを示す。このため18 MeV 以上のカーマ値は一定の値を仮定し、スペクトルでの荷重平均値を計算することにした。

IV. 結 果

⁶⁰Co ガンマ線による校正が電離箱法で線量評価する場合の基礎となつているが、医用線量地区センターとして当所にある標準線量計で校正した。

h, k の値は (3) (4) (6)式から計算し、ガンマ線と中性子線に対するスペクトルで荷重平均し、 $hr=1.06$, $hu=1.06$, $kr=1.05$ そして $k'u=0.304$ という値が得られた。これらの値をもとに (2) 式から中性子線とガンマ線の線量を計算し Table 1 に示す。表は空気中での吸収線量 D/m と TEP ファントム中の DN , DG の値を target current 1 μC 当たりとして示してある。SCD は 200cm である。TEP の密度は $1.10g/cm^3$ であるが深さは TEP そのものの深さを示す。治療には30 μA の deuteron current を使用するが、標準照射野で

Table 1. Fast neutron and Gamma-ray absorbed dose per unit micro Coulomb of deuteron current on the Be target. The measurements in air and in TEP phantom were made at 200 cm target-chamber center distance for 30 MeV deuteron beam, while at 175 cm for 15 MeV.

	1.3cc	3 cc
in air	$DN=2.05 \times 10^{-2}$ rad/ μC $DG=6.33 \times 10^{-4}$	$DN=2.04 \times 10^{-2}$ rad/ μC $DG=1.10 \times 10^{-3}$
in phantom		
5cm	$DN=1.97 \times 10^{-2}$ $DG=6.67 \times 10^{-4}$	$DN=2.02 \times 10^{-2}$ $DG=1.13 \times 10^{-3}$
10cm	$DN=1.39 \times 10^{-2}$ $DG=6.67 \times 10^{-4}$	$DN=1.44 \times 10^{-2}$ $DG=1.07 \times 10^{-3}$
15cm	$DN=9.27 \times 10^{-3}$ $DG=6.00 \times 10^{-4}$	$DN=9.53 \times 10^{-3}$ $DG=9.33 \times 10^{-4}$
20cm	$DN=5.97 \times 10^{-3}$ $DG=5.00 \times 10^{-4}$	$DN=6.23 \times 10^{-3}$ $DG=6.33 \times 10^{-4}$

total dose は46grads/min の線量率となる。この内ガンマ線は3~5%含まれている。

中性子線の収率は空中の吸収線量で既存のデータと比較し Fig. 5にその結果を示す。図中実線は August 等²⁰⁾の値で、中性子収率 $Y=1.24 \times 10^{-4} Ed^{2.99}$ で近似でき、点線は Parnell 等²¹⁾による今

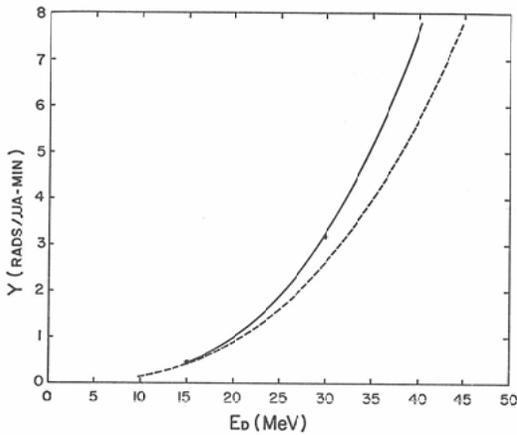


Fig. 5. Fast neutron dose rate in soft tissue as a function of deuteron energy. The filled circles are present data. The solid curve is a least-square fit to the NRL data. The dashed curve is a representation of the data summarized by Parnell et al.

までのデータから要約されたもので $Y = 2.7 \times 10^{-4} E_D^{2.7}$ で近似できる。照射野 $5 \times 5 \text{ cm}^2$, 125 cm SCD の値より求めたものであるが、我々は SCD 200cm で測定し、逆2乗と照射野の補正を施こして、30MeV と 15MeV の値を黒丸で示してある。我々の target assembly には target 上に電子線が出てゆくのを阻止するための装置はついていないが、August 等の曲線に近い値が得られた。

V. 考 察

1.3cc と 3 cc の結果に多少開きが見られるが一つには次の理由によるものと解釈出来る。Fig. 1 からわかる様に 1.3cc は完全にそれぞれの壁材質で出来ているが、3 cc の場合 1mm の Lucite 又は Teflon 絶縁体の外側を 1mm の真鍮でかこみ、液体ファントム中での測定をそのまま可能にしている。 ^{60}Co ガンマ線での校正の際この 1mm の真鍮による減弱が校正時の感度を低く見積ることになる。1.3cc 電離箱に 3 cc と同じ厚さの Lucite+Brass の cap をかぶせて実験した所 1.6% Build-up 時より低い値が得られた。Table. 1 の値はこの補正を施こしてないが、集電極の均一性、電場の均一性や cavity size による線量擾乱等か

ら考えて、1.3cc 電離箱を標準とすることが望ましいと思われる。

1.3cc と 3 cc 電離箱に於てもう一つの差は cavity size が異なることである。この異なりが特に D_G の差に影響していることも考えられる。この点を解明するためには cavity に電離を与える電離粒子が cavity の内と外で発生する場合、又 cavity 内で飛程を終える場合、cavity を通過する場合の4つの現象を考える必要があり、簡単な計算で求めることは困難である。我々は(6)式を用いたが、(4)式と(6)式の間中の値を使用する必要があることも考えられる。

現在平行平板型外挿電離箱により cavity size を変えてこの差を実験的に求める計画をしている。

著者の一人が76年初め 1.3cc 対電離箱を持参し、米国の速中性子線治療3施設と線量相互比較を Total dose で行なつた結果、空中での吸収線量の比較で最大 2.6%以内で一致した。その後4月に米国から3人の物理学者が来日し、同じく相互比較を行なつた。結果は現在解析中であるが、初期の比較ではやはり同程度で一致している。我々の線量評価方法が国際的にも確かなものであることが確かめられたと言える。この点については別に報告する予定である。

Table 1 の値は対電離箱に対してイオンの再結合損失の補正を加えてある。一般にカーボン-炭酸ガス電離箱の飽和特性は悪いので、cavity size にもよるが、数百ボルト程度の印加電圧を加え、イオン再結合損失による補正を加えない場合には、ガンマ線量が負になることがあるので注意を要する。組織等価電離箱では一般再結合、Teflon+Carbon 電離箱では初期再結合が大部分をしめることが確かめられているが²²⁾、1.3cc でそれぞれ 0.5%と 7%、3 cc ではそれぞれ 1%と 13%のこの補正を施こしてある。

ガンマ線に対する感度は 0.1MeV 以上でほとんど平坦なレスポンスを示すので、発生するガンマ線スペクトルが多少変つてもあまり問題とはならない。しかし k の値は現在の所カーマ値の不

足から中性子エネルギー18MeV以上が計算できず、それ以上では一定の値を取らざるを得ない。又 cavity size により $k'u$ を取つたが、完全に $k'u$ だけとは言いきれない。ここでの計算には一定の W 値を用いたが、エネルギーによつて大きく変わると言う報告²³⁾もなされており今後の課題の一つと言える。

一般に組織等価電離箱には Rossi 等の組織等価ガスを用いているが、TEP との組織は O, C 量が大きく異なるため阻止能比の計算が入つて来るが、ガスの混合は簡単であるのでし TEP 等価ガスを用いれば、阻止能の頃は全部 1 と取ることができ計算が非常に簡単になり、 h や k に見積もられる誤差も小さくなる利点がある。こうしたガスの開発も今後検討する予定である。

対電離箱で混在ガンマ線を評価する場合、ガンマ線量の全体にしめる割合が少ない場合誤差が大きくなることが報告されている²⁴⁾。TLD, フィルム, ガイガー計数管, 比例計数管等による線量評価法が今まで使用されているが、一長一短ありいくつかの方法により決定することが望ましい。フィルム, TLD による測定を検討中である。

本研究は厚生省がん研究助成金(田崎班)の援助を受けた。

References

- 1) 稲田哲雄, 平岡 武, 羽部 孝, 松沢秀夫: 速中性子照射に関する研究(その1)線量分布について. 日本医放会誌, 第29巻, 第5号, pp. 40—48, 1969.
- 2) Tsunemoto, H., Umegaki, Y., Urano, M., Kutsutani, Y., Inada, T. and Hiraoka, T.: Experimental Studies and Clinical Trials with Fast Neutrons, Fraction Size in Radiobiology and Radiotherapy, Igaku Shoin, Tokyo, 1973.
- 3) Smith, A.R., Almond, P.R., Smathers, J.B., Otte, V.A., Attix, F.H., Theus, R.B., Wootton, P., Bichsel, H., Eenmaa, J., Williams, D., Bewley, D.K. and Parnell, C.J.: Dosimetry intercomparisons between fast-neutron radiotherapy facilities, Medical Physics, Vol. 2, No. 4, pp. 195—200, 1975.
- 4) 星野一雄, 川島勝弘, 平岡 武, 久津谷謙: 放医研サイクロトロンからの速中性子線の線量分布. 日本医放会誌, 第37巻, 第4号.
- 5) Ogawa, H., Kumamoto, Y., Yamada, T. and

- Hiramoto, T.: NIRS-Chiba Isochronous Cyclotron 1975, NIRS-M-11, National Institute of Radiological Sciences, Chiba, Japan.
- 6) 丸山隆司, 稲田哲雄, 久津谷謙, 平岡 武, 河内清光, 橋詰 雅, 恒元 博, 梅垣洋一郎: 速中性子線治療用コリメータの設計とその特性. 日本医放会誌, 投稿中.
- 7) 松沢秀夫, 稲田哲雄, 平岡 武, 羽部 孝, 川島勝弘: 速中性子照射に関する研究(第3報)速中性子, γ 線に対する電離箱の感度について. 日本医放会誌, 第29巻, 第8号, pp. 30—37, 1969.
- 8) Berger, M.J. and Seltzer, S.M.: Tables of Energy Losses and Ranges of Electrons and Positrons, National Academy of Sciences-National Research Council, Publication 1133, 1964.
- 9) Storm, E. and Israel, H.I.: Photon Cross Sections from 1 KeV to 100 MeV for Elements $Z=1$ to $Z=100$, Nuclear Data Tables, Vol. 7, No. 6, pp. 565—681, 1970.
- 10) ICRU-Report, No. 13, 1969 Neutron Fluence, Neutron Spectra and Kerma.
- 11) 平岡 武, 川島勝弘, 星野一雄, 松沢秀夫: 中性子線用組織等価物質の試作. 日本医放会誌, 第36巻, 第5号, pp. 420—424, 1976.
- 12) Rossi, H.H. and Failla, G.: Tissue Equivalent Ionization Chambers, Nucleonics, Vol. 14, No. 2, pp. 32—37, 1956.
- 13) Shonka, F.R., Rose, J.E. and Failla, G.: Conducting Plastic Equivalent to Tissue, Air and Polystyrene, Proceeding of the Second International Conference on the Peaceful Use of Atomic Energy, Vol. 21, pp. 184—187, Geneva, 1958.
- 14) 川島勝弘, 平岡 武, 星野一雄, 松沢秀夫: 円筒型対電離箱の再結合損失. 日本医放会誌, 第37巻, 第2号, pp. 185—191, 1977.
- 15) Cohen, B.L. and Falk, C.E.: (d,n) Reactions with 15-MeV Deuterons; II Neutron Energy Spectra and Yields, Phys. Rev., Vol. 84, No. 2, pp. 173—178, 1951.
- 16) Tochilin, E. and Kohler, G.D.: Neutron beam characteristics from the University of California 60 inch cyclotron, Health Physics, Vol. 1, No. 3, pp. 332—339, 1958.
- 17) Parnell, C.J.: A fast neutron spectrometer and its use in determining the energy spectra of some cyclotron-produced fast neutron beams, Brit. J. Radiol., Vol. 45, No. 534, pp. 452—460, 1972.
- 18) Meulders, J.P., Leleux, P., Macq, P.C. and Pirart, C.: Fast Neutron Yields and Spectra

- from Targets of Varying Atomic Number Bombarded with Deuterons from 16 to 50 MeV, *Phys. Med. Biol.*, Vol. 20, No. 2, pp. 235—243, 1975.
- 19) Schweimer, G.W.: Fast Neutron Production with 54 MeV Deuterons, *Nuclear Physics, A* 100, pp. 537—544, 1967.
- 20) August, L.S., Theus, R.B., Attix, F.H., Bondelid, R.O., Shapiro, P., Surratt, R.E. and Rogers, C.C.: Fast Neutron Dose Rate as a Function of Incident Deuteron Energy for D+Be, *Phys. Med. Biol.*, Vol. 18, No. 5, pp. 641—647, 1973.
- 21) Parnell, C.J., Oliver, G.D., Almond, P.R. and Smathers, J.B.: The Dose Rate of Cyclotron-Produced Fast Neutron Beams, *Phys. Med. Biol.*, Vol. 17, No. 3, pp. 429—430, 1972.
- 22) 平岡 武, 川島勝弘, 星野一雄, 松沢秀夫: 対電離箱の飽和特性, その1 平行平板型. *日本医放会誌*, 第36巻, 第5号, p.450, 1976.
- 23) Dennis, J.A.: Computed Ionization and Kerma Values in Neutron Irradiated Gases, *Phys. Med. Biol.*, Vol. 18, No. 3, pp. 379—395, 1973.
- 24) Goodman, L.J. and Rossi, H.H.: The Measurement of Dose Equivalent Using Paired Ionization Chambers, *Health Physics*, Vol. 14, No. 2, pp. 168—170, 1968.
-