



会期：平成9年4月4日
会場：パシフィコ横浜会議センター

放射線計測学体験学習論

前越 久

名古屋大学医療技術短期大学部
(現 名古屋大学医学部保健学科)

Experiences of Some Radiation Measurement Studies

Hisashi Maekoshi

Nagoya University College of Medical Technology
(Present address: Nagoya University School of Health Science)

はじめに

昭和41年3月、私が名古屋大学医学部附属診療エックス線技師学校の専任講師として赴任して以来、関わってきた放射線計測学のテーマについて振り返ってみたいと思う。ここに紹介する放射線計測法は、日頃の体験に基づいて編み出されたものばかりである。そして、これらの研究内容もさることながら、成果を上げることができた背景にあるものにも触れて述べてみたい。ご参考になれば幸いである。

1. 拡大撮影における皮膚線量と容積線量^{1,2)} (1973年)

高橋信次名古屋大学医学部教授(上記学校の校長を併任)が取り組んでおられた直接拡大撮影の被曝線量について解明するよう命を受けたときの仕事である。

当時、25 μ mの実効焦点を有するX線管が開発され、8倍の直接拡大撮影の有用性について研究が進められていた。微小焦点X線管のため管電流の制限が厳しく、したがって、患者をX線管にできるだけ近づけて撮影しなければならなかった。これが被曝線量を解明しなければならなかった所以である。

焦点-フィルム間距離を一定にし、被写体を焦点方向に近づけて拡大撮影を実施するとき、高拡大率にすればするほど、焦点-被写体間距離が近くなり、皮膚入射面の単位面積中を通過するX線量は指数関数的に増加することになる。しかし高拡大率撮影の場合、照射野をそれだけ小さく絞ることにより、面積線量($R \cdot \text{cm}^2$)は拡大率によらず一定の値になることをFig.1に示した。

一方、容積線量についても8倍および4倍拡大撮影と単純撮影について求め、比較検討した。容積線量の求め方としてMayneord's formulaがあるが、これはX線の利用線錐の範囲内の一次X線の吸収による容積線量に限定した式である。したがって、これには利用

線錐外の散乱線の寄与が含まれていないため、過小評価するきらいがある。ここではTLD($\text{Mg}_2\text{SiO}_4: \text{Tm}$)を使用し、水中での等線量分布を利用線錐の内と外について作成し、これを基に図式的に容積線量を求める方法を開発した(Fig.2)。

すなわち、(a)は、照射野 $10 \times 10 \text{cm}^2$ 、管電圧118kV、焦点-入射面間距離80cmのときの水中での等線量分布曲線である。X線ビームは焦点を頂点とする角錐を

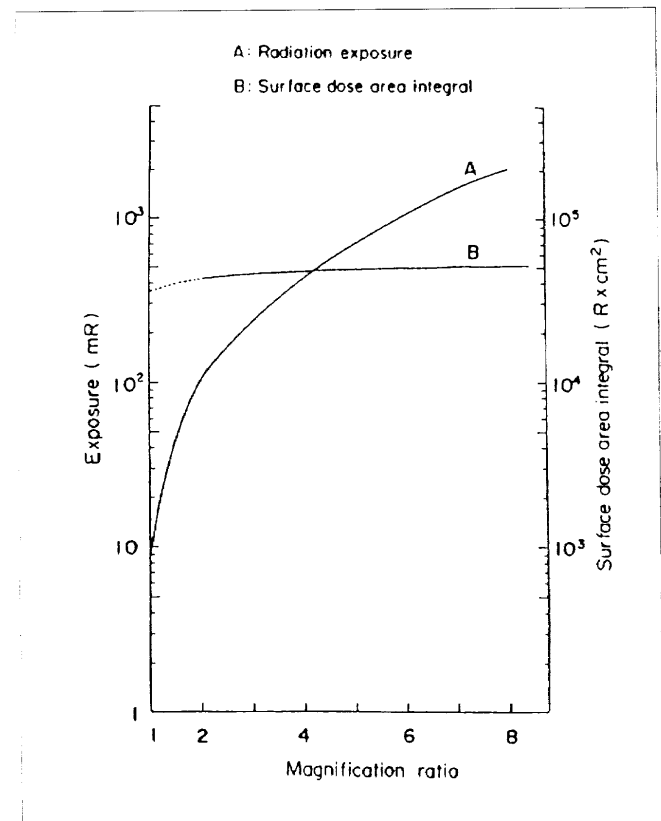


Fig. 1 Relationship between magnification ratio and exposure dose to the skin in heightened radiography. With a fixed FFD of 100 cm, note that the skin dose increases exponentially with higher magnification ratios, while the surface-dose area integral $\text{rad} \cdot \text{cm}^2$ or $R \cdot \text{cm}^2$ is almost constant.

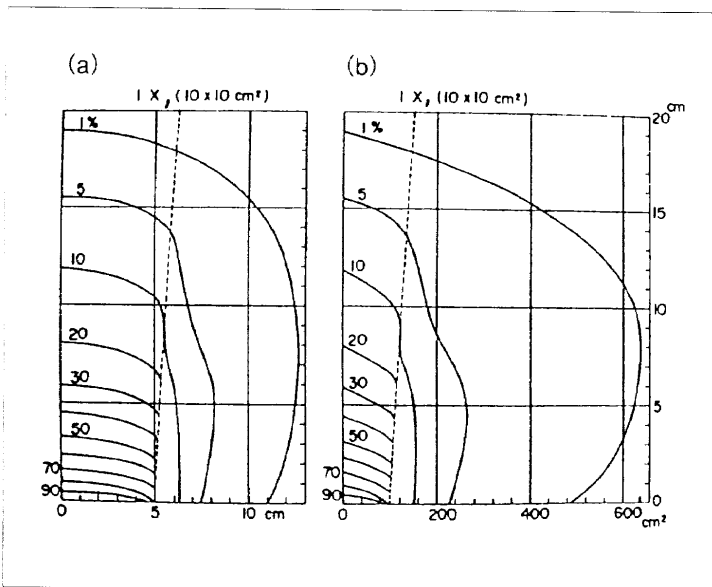


Fig. 2 (a) Isodose curves in water when the conventional radiography is taken with a field size of $10 \times 10 \text{ cm}^2$ at the surface and with a tube voltage of 118kV.
(b) Modified isodose curve obtained from the left side figure. The volume dose is obtained by a planimeter measuring the area dose surrounded by two curves.

形成していることから、(a)において横軸に平行な線を引き、縦軸と等線量曲線との交点の長さ d から、この深さにおける等線量曲線が囲む面積は正方形の面積に近似でき、その面積は $(2d)^2$ で表すことができる。したがって、(a)の横軸を面積のディメンション (cm^2) にして書き換え、(b)が得られている。(b)の2本の等

線量曲線(実際には三次元で考えるので等線量曲面になる)の間の面積をプランメータにより測定すれば、複雑な形をした両曲面に囲まれる体積が容易に求められることになる。この体積に水の密度を乗じて質量とし、両曲面内の平均の吸収線量を乗ずれば、この部分の容積線量が求められる。

Fig.3に拡大撮影実施時の幾何学的配置図を示す。

(a)は、拡大率の変化にかかわらず常に照射野の大きさを $2 \times 2 \text{ cm}^2$ にした場合を、(b)は、X線ビームの広がりを一一定にして、被写体のみを焦点からの位置をずらして拡大撮影を実施している状況を示す。前記方法で容積線量を求めると、(a)では、高拡大撮影ほど容積線量は大きくなり、(b)では、容積線量はほとんど同じ値になる。詳細な数値については文献¹⁾をご覧ください。ここでは、等線量分布曲線を基にして容積線量を図式的に求める新しい方法を考案したことを紹介した。

2. ^{131}I 空気中漏出率の測定³⁾(1976年)

放射性医薬品を取り扱っている間、非密封放射性同位元素(以下、RI)使用室の空気中に、どの程度そのRIが漏出するものか定量することは放射線診療従事者の作業中の内部被曝算定に欠かせない必須条件である。

^{131}I は空気中に漏出しやすい核種であると同時に、空気中濃度限度($6 \times 10^{-4} \text{ Bq/cm}^3$)の厳しい核種の一つでもある。医療においては、甲状腺機能亢進症や甲状腺癌の患者に対し、治療のため ^{131}I を大量に投与するため、 ^{131}I の空気中漏出に関し、物理的、生理的性状をつきとめておく必要性を感じ、この研究を行った。

Fig.4は、 ^{131}I ガス補集の方法を示す。(a)は二つのガラス瓶の間に活性炭ろ紙を置き、上方の瓶から空気を吸引してやれば、下方の瓶に貯まっている空気中の ^{131}I は活性炭ろ紙に吸着される。ここで、活性炭ろ紙をNaI(Tl)ウエルカウンタで測定すれば、試料から気化した ^{131}I ガスが定量できるはずである。しかし、この方法では強制吸引しているため試料からの漏出は自然蒸散とは異なること、活性炭ろ紙への吸着効率は湿度の影響を強く受けること等の他、 ^{131}I ガスの一部がガラス瓶の内壁に吸着されるため、活性炭ろ紙の放射能測定だけでは、漏出率を過小評価する恐れがあるなど、多くの問題点を含んでいる。

(b)は、試料皿内にろ紙(東洋ろ紙2号)を置

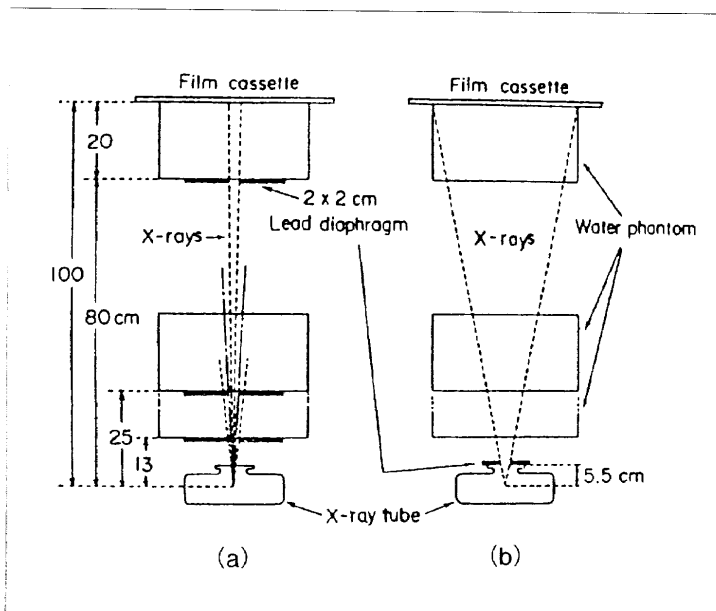


Fig. 3 Diagram illustrating the geometry of high magnification and conventional radiography.
(a) Field size of $2 \times 2 \text{ cm}^2$ at the surface of a water phantom was always used for 4 fold and 8 fold magnification radiography and conventional radiography.
(b) Radiation mouth of $2 \times 2 \text{ cm}^2$ was used for 4 fold and 8 fold magnification radiography and for conventional radiography.

き、それに Na^{131}I 水溶液を滴下したもの(b左)、およびろ紙に Na^{131}I 水溶液を滴下した同様な試料皿の上に、さらに厚さ3mmのパラフィンをし込み固めたもの(b右)を示す。そして、測定精度を上げるためにこれらの試料をそれぞれ10個ずつ用意した。これら2種類の試料を経時的に測定することにより、パラフィンで固定した試料は物理学的半減期のみにより減衰する結果が得られるが、パラフィンで固定していない試料は物理学的半減期のほか、 ^{131}I がガスとなって空气中に漏出するために、前者より早い減衰を示すはずである。したがって、この両試料の測定値の差が空气中漏出率になると判断した。

両試料はRI実験室のドラフトチェンバ内にセットした。測定器は $\text{NaI}(\text{Tl})$ シンチレーションカウンタに400チャンネル多重波高分析器(当時は真空管式であった、400 Channel:富士電器AN-400)を接続し、 ^{131}I から発生する364keVの γ 線の光電ピークのカウントから放射能を定量した。試料の測定は Na^{131}I 水溶液滴下直後から400時間まで適宜間隔をおいて行った。

Fig.5に両試料の測定結果を、Fig.6にFig.5より算出された有効半減期を、Fig.7に有効壊変定数の変化を示す。これらの結果から、 ^{131}I の漏出率は、試料皿内のろ紙に Na^{131}I 水溶液を滴下した直後が最も大きく、1時間当たり 1.2×10^{-3} であった。試料作成100時間以後はほぼ一定の有効半減期で漏出するようになり、その漏出率は 3.6×10^{-4} であることが分かった。

^{131}I を投与された患者から排泄された尿は、容器に封入しておけば ^{131}I ガスの空气中への漏出を防ぐことは可能であるし、化学処理を施すことによっても漏出率を低下させることはできる。しかし、 ^{131}I を投与された患者の汗、唾液、呼気などとともに排泄される ^{131}I はこのような処置を施すことは不可能である。排泄された ^{131}I は患者の着衣や什器類など、患者周辺の物体に付着する。これらの表面汚染の放射能の実態が分かれば、患者が収容されている病室内の空气中濃度の算定は、ここで求められた漏出率から容易に算出することができる。Fig.8は、甲状腺癌患者2名に Na^{131}I をそれぞれ30mCi(1.11GBq)および50mCi(1.85GBq)投与し、各患者の唾液中および血液中の放射能濃度の経時変化をグラフにして示した。唾液中の濃度は血液中の濃度のほぼ100倍の濃度を示した。Fig.9は甲状腺機能亢進症の9人の患者について、唾液中、血液中、汗中および呼気中の ^{131}I 放射能濃度含有率を測定した結果を示す。治療量として患者に投与された Na^{131}I は、2~5mCi(74MBq~185MBq)である。このような貴重なデータが得られたのも、患者諸氏の協力があったからこそと感謝した次第である。詳細はそれぞれの文献をご参照頂きたい^{4,5)}。本研究は非常に簡単な装置

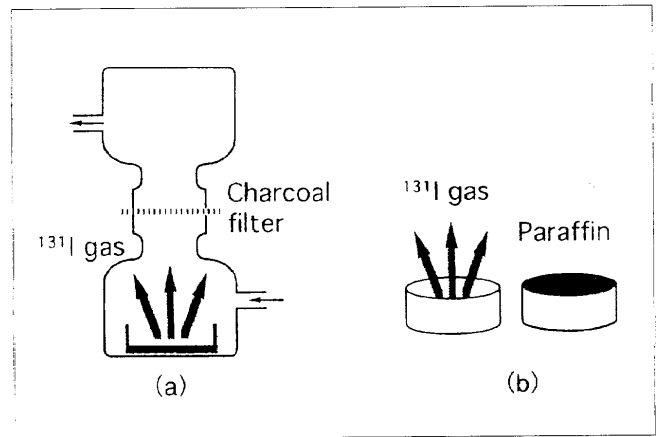


Fig. 4 Schematic diagrams illustrating two different methods for collecting ^{131}I gas.

(a) Charcoal filter trapping method.

(b) Differences in counting relation to time passing between a sealing up sample by paraffin thickness in 3 mm and an opening sample shows natural volatility of ^{131}I gas.

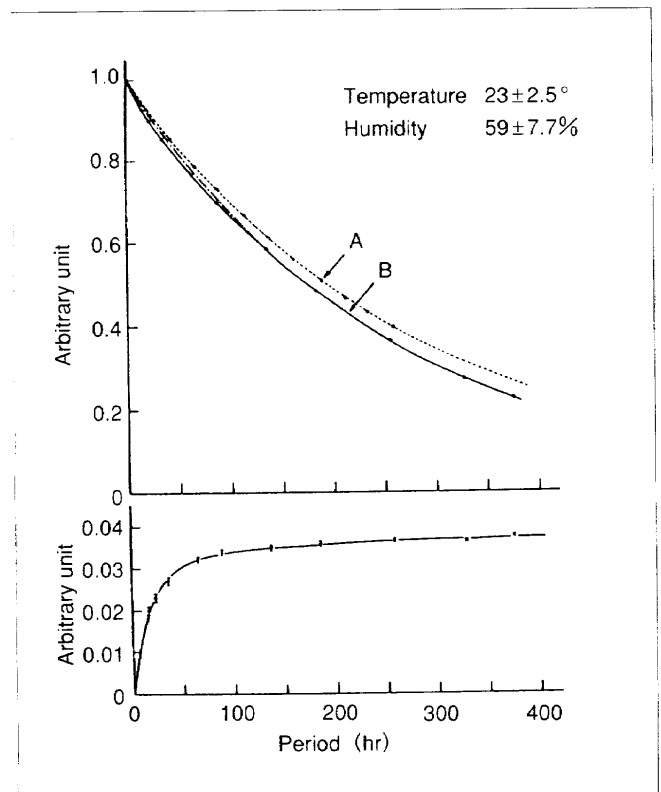


Fig. 5 Physical decay curve (A) of ^{131}I and decay curve (B) accompanied with volatilization of radioiodine. The difference between (A) and (B) is shown in relation to the time axis at the bottom of the diagram. The dot-dash line decreases exponentially in accordance with 7.3 days of effective half life.

から、信頼性の高いデータを得た例として示した。

3. X線管陽極の熱膨張による焦点移動の解析⁶⁾ (1989年)

診断用X線装置から発生するX線のスペクトルを測定する時、X線ビームは非常に細い、いわゆるペンシ

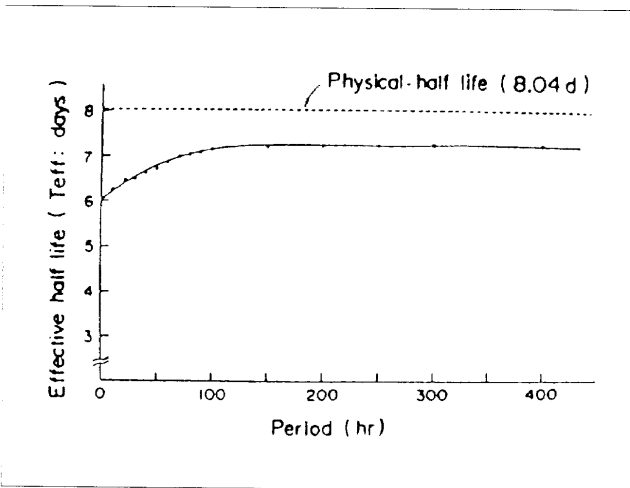


Fig. 6 Effective half life of samples of a filter paper (Toyo Roshi No.2) containing ^{131}I . This effective half life was calculated from curve (B) in Fig.5.

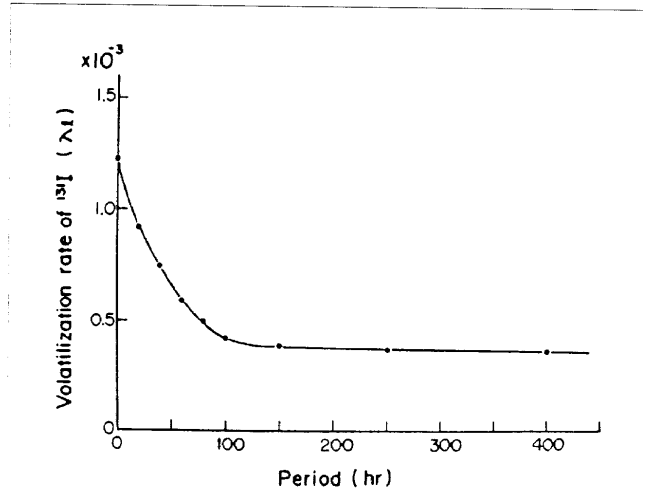


Fig. 7 Rate of volatility of ^{131}I calculated from the effective half life.

ルビームに絞ってゲルマニウム半導体検出器に入射させる必要がある。また、測定器によるパイルアップ現象を避けるため、X線強度を低くし、長時間にわたって変動の少ない安定したX線ビームを入射しなければならない。このX線出力を安定化するには、まず管電圧、管電流の安定化を計ることが大切である。しかし、いくら管電圧、管電流の安定化を図ったとしても、X線出力に大きな変動が生じることを経験したため、この原因究明がこの研究の発端となった。したが

って、本研究はX線スペクトル研究の副産物として解明された現象といえる。

Fig.10は、管電圧80kVにおいて、3種類の管電流0.7, 1.0, および1.5mAの場合で、データ収集時間はいずれも1,000秒間で得られた一つのX線スペクトル曲線が含む光子数の変動の状況を示す。X線管は株式会社東芝製DRX-290HDであった。X線管が冷えているときに計測したX線スペクトル曲線に含まれる光子数の総計を100%とする。次に、同じX線出力条件で2回目の測定結果から、その光子数の総計を1回目を100%としてグラフ上にプロットし、さらに3回目、4回目、……の割合を求めグラフにした。3種類の管電流について、どれも14回測定した。これらのデータは、管電圧、管電流が一定ならば、光子数も常に一定の値を示さねばならないはずである。しかし、グラフが示すように管電流の値に無関係に大きく変動した。

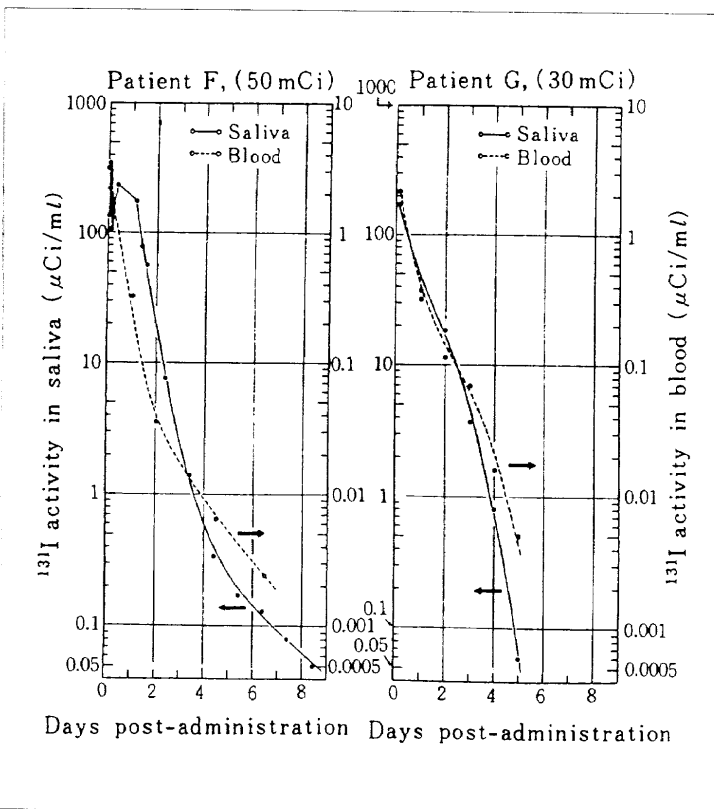


Fig. 8 Salivary and bloody ^{131}I concentrations of the patients related to the treatment of carcinoma of thyroid gland.

この光子数変動の原因がX線管陽極の熱膨張による焦点移動であったことをつきとめたので、その因果関係を説明する。すなわち、Fig.11(a)のように、最初のうちは、X線管、銅コリメータ(XPC)、半導体検出器(HP. Ge)を配置していた。このとき、銅コリメータによってできる焦点像は約14倍に拡大されて、半導体検出器の直前に配置されている二次コリメータ(DPC(0.2))のX線管側表面上に投影される。この焦点像の写真濃度は均一ではない。濃い部分はX線を多く発生しており、淡い部分は少ないX線強度であることを示している。今、熱膨張により焦点が $300\mu\text{m}$ 移動したとすると、半導体検出器の前では約14倍に

拡大されて4.3mm移動することになる。これだけの移動があると二次コリメータは異なった濃度に相当した強度のX線を選択して半導体検出器に入射させることになり、これがX線出力の変動となって検出してしまふことになる。要するに、X線スペクトル測定の幾何学的配置としては、銅コリメータ(XPC)の位置が悪かったことになる。怪我の功名とはこのことで、この現象を執拗に追及したことが焦点移動の現象の発見につながったことになる。

半導体検出器の前で焦点像が移動する現象を防ぐために、Fig.11(b)に示すように銅コリメータを配置した。すなわち、銅コリメータ(XPC)をX線管から離し、焦点と半導体検出器(HP.Ge)の中間あたりに配置するようにした。この配慮により、たとえ焦点が300 μ m移動しても半導体検出器上でも焦点像は300 μ m程度の移動にとどまり、半導体検出器の直径範

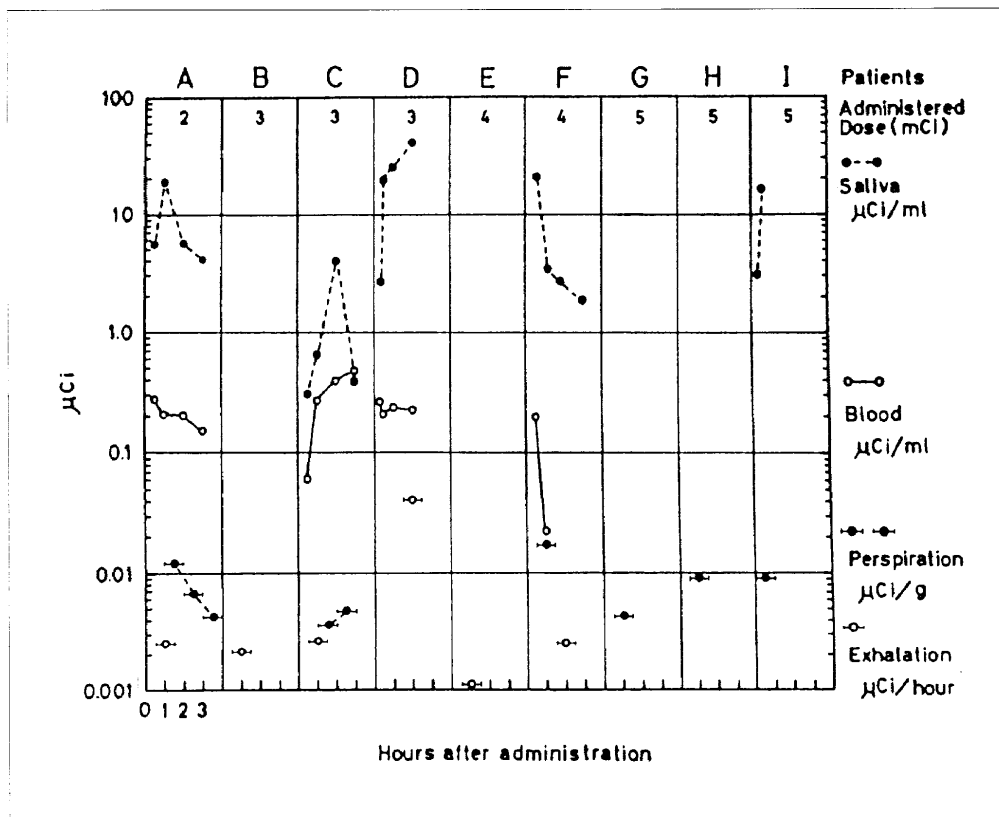


Fig. 9 Excretion concentration of ¹³¹I in saliva per ml, perspiration per g per hour and exhalation per hour of hyperthyroidism patients in early 3 hours after administration.

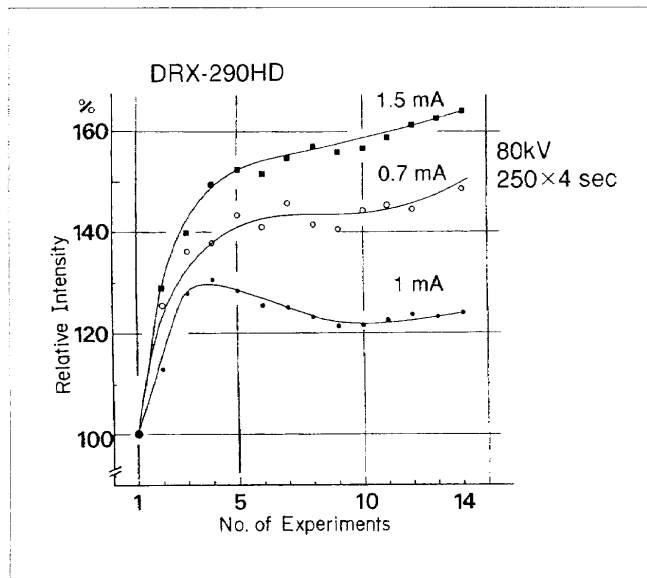


Fig. 10 Variations of total photon counts containing in an x-ray spectrum with three kinds of tube currents. A dot of the data shows the photon intensity for 1,000 seconds. An x-ray tube used is Toshiba DRX-290HD.

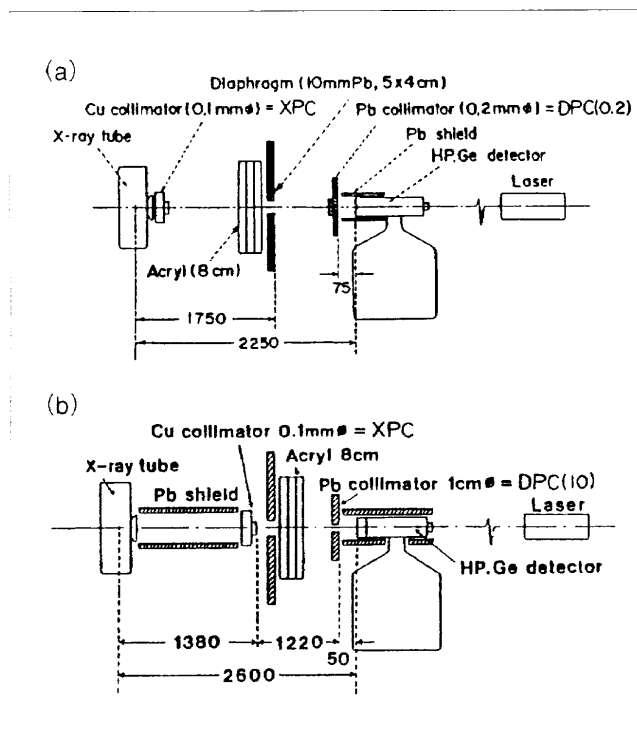


Fig. 11 Experimental setup for x-ray spectroscopy. (a) A copper XPC pinhole collimator is placed in front of the x-ray tube. (b) A copper XPC pinhole collimator is placed at midway between the x-ray tube and the HP.Ge detector.

囲(10mmφ)を逸脱することなく、安定したX線出力信号を取り出すことができるようになった。X線管に負荷をかけ、時間経過を追って焦点像が徐々に移動して行く状況写真をFig.12に示す。この焦点の大きさは $2 \times 2 \text{mm}^2$ であり、熱膨張による移動距離 $d=4.3 \text{mm}$ である。

ここでは、研究主題を追及中に思わぬ副産物を発見した例を紹介した。

4. パルス状X線混成場における中性子レムカウンタの特性⁷⁾(1990年)

医療用電子加速装置使用施設周辺の漏洩放射線には、パルス状X線と光中性子線が混在している場合が多い。この放射線治療施設周辺の光中性子線測定を目的に中性子レムカウンタを使用するとき、その中性子レムカウンタの特性を熟知しておく必要がある。それは、この測定器は本来中性子線にのみに感度を有するはずであるが、パルス状X線にも感度を有するところから、両者が混在する場において光中性子線量のみを評価するためには、それなりの対策を講ずる必要があるからである。したがって、以下の方法によりパルス状X線のレムカウンタへの影響を調べた。

Fig.13は、光中性子線とパルス状X線が混在する放射線治療室である。治療室内のa点は、株式会社東芝製LMR-15直線加速装置のアイソセンタである。その他b, c, d点が治療室内の点で、パルス状X線および光

中性子線が多く存在すると思われる領域での測定点である。e₁~e₄およびf点が迷路の中の測定点を示し、治療室から出口に向かって徐々にパルス状X線および光中性子線の量が減少していく領域である。g点は防護扉の外側の測定点であり、管理区域の境界になる。

光中性子線測定器には、パルス状X線に感度を有さない固体飛跡検出器(TS-16N)とBF₃レムカウンタ1台(Nuclear Enterprises社製-NM2B)および³Heレムカウンタ2台(アロカ株式会社製 TPS-451S, 富士電機株式会社製 NSN-10001-Z)を使用した。

Fig.14に測定結果を示す。横軸に測定点を、左側縦軸に光中性子線の線量当量($\mu\text{Sv/h}$)を、右側縦軸にパルス状X線の電離箱型サーベイメータ(アロカ株式会社製 ICS-151)の読み値(mR/h)を目盛っている。曲線AがTS-16Nの測定値を、BがNM-2B, CがTPS-451S, DがNSN-10001Zの測定値を示す。A, B, C, D曲線の読み値は、左側の縦軸に対応している。曲線Eは右側の縦軸に対応し、電離箱型サーベイメータの読み値を示し、これはパルス状X線量率の値である。横軸は測定場所を表しているので、各測定値を曲線で結ぶのは適当でないかもしれない。

アイソセンタのa点およびb, c, d点は光中性子線にパルス状X線が多く混在していると思われる領域であるため、測定器により大きく異なった測定値を示していることが分かる。迷路内のe₁~e₄およびf点はアイソセンタから遠ざかった地点となり、パルス状X線量が徐々に減少していることが推測される。ここで3種類中性子レムカウンタによる測定値であるB, C, D曲線は順に固体飛跡検出器による測定値であるA曲線に漸近していく状況が観察できる。四つの測定値が一致する地点はe₃点あたりである。この地点の

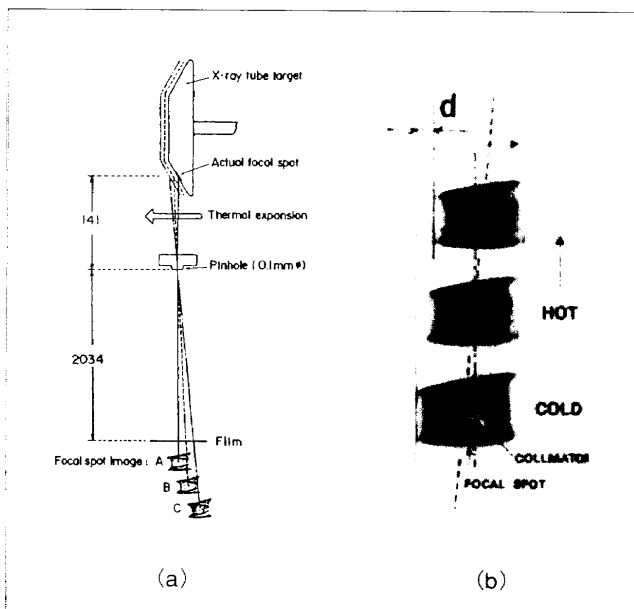


Fig. 12 Focal spot movement caused by thermal expansion of the x-ray tube target.
 (a) Schematic illustration of the thermal expansion.
 (b) Relationship between the focal spot image and the collimator. "d" represents the distance between the focal spot image taken at a cold temperature and that taken at a higher temperature.

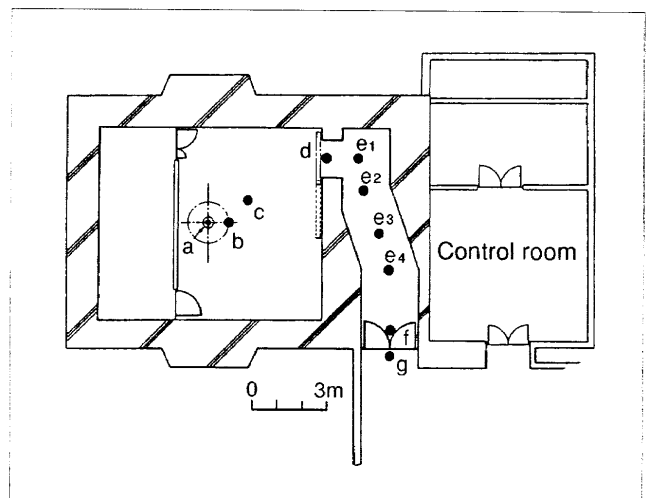


Fig. 13 Layout of a radiation therapy room where photoneutrons and pulsed x-rays were measured. The black dots (a to g) show where the measurements were taken. Dot "a" shows the isocenter of the therapy unit.

ルス状X線量率は、E曲線から右の縦軸上から $2.5\text{mR} \cdot \text{h}^{-1}$ ($6.45 \times 10^{-7} \text{C} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{h}^{-1}$)と読み取れる。概して ^3He 型レムカウンタ(C, D曲線)は光中性子線量当量率の目盛り(左側縦軸)にして $10^1 \sim 10^2 \mu\text{Sv/h}$ あたりで飽和現象を示し、正しい指示値を示していないことがうかがわれる。

この現象がパルス状X線量率の影響であるかどうかを確認するために次の実験を試みた。すなわち、3MV Van de Graaff加速器で、 $^9\text{Be}(d, n)^{10}\text{B}$ 反応により中性子を発生させターゲットからの距離を変化させながら、3種類の中性子レムカウンタの読み値を確認した。この中性子場のカドミウム比は6.6程度であり、 $n/\gamma=10^6$ であった。これは非常に純度の高い中性子場であることを示している。固体飛跡検出器によっても同一地点での中性子線量を測定した。これらの結果をFig.15に示す。

中性子線量当量率は、Fig.14で中性子レムカウンタが飽和現象を示した $10^1 \sim 10^2 \mu\text{Sv/h}$ を再現した。これは上記核反応式中dのcurrentを調節することにより容易に得ることができる。どの3種類の中性子レムカウンタの読み値も固体飛跡検出器の読み値に近似し、ほ

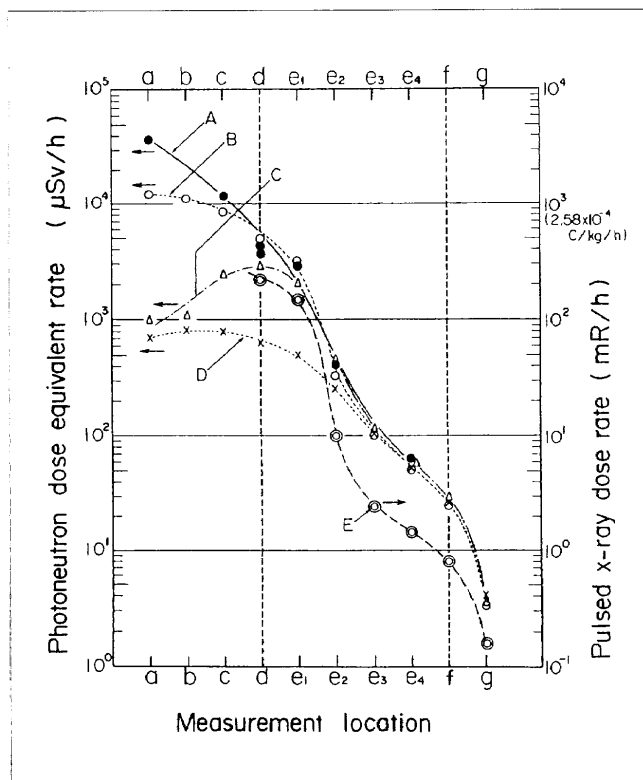


Fig. 14 Graph showing photoneutron dose equivalent rates plotted in $\mu\text{Sv/h}$ (left scale) and the pulsed x-ray dose rates plotted in mR/h (right scale) against measuring location in Fig.14. Curve A shows data measured by a solid state track detector (TS-16N). Curve B shows data measured by a BF_3 type rem counter (NM2B). Curve C and D show data measured by ^3He type rem counters (TPS-451S and NSN-1000-Z respectively).

ぼ距離の二乗に反比例して減弱しており、 $10^1 \mu\text{Sv/h}$ なる中性子線量当量率下でも飽和現象を示すことはなかった。つまり、パルス状X線を含まない、純粋な中性子線だけであればこれらの中性子レムカウンタは、 $10^1 \mu\text{Sv/h}$ という高い中性子線量当量率下でも正常に動作するものであると判断した。

このとき使用したVan de Graaff加速器は、私どもの教育機関の卒業生が勤務する研究所の施設を使用させていただいた。卒業生の支援によりこの研究が遂行できた例として紹介した。

5. 治療用電子線エネルギー簡易測定法の開発研究^{8,9)} (1993年)

1990年12月、スペインのHospital Clinico de Zaragozaで医療用リニアックの誤動作から、27名の治療患者が過剰照射を受け、内7名が1991年5月までに死亡するという事故が発生した。この事故の原因が、リニアック装置の故障に対する対処の仕方がまづかったこと、応急処置の後の電子線エネルギーチェック義務を怠ったこと、その他悪条件が重なったことによるものであったようである。ここでわが国ではこのような事故の危険性はまったくないといってよいであろうか。わが国で使用しているどの医療用リニアック装置を見ても、電子線のエネルギー選択は制御盤上のエネルギー選択用押しボタンに記載してある数値を100%信頼して使用しているのが現状であるといってよい。もっとも、吸収線量の標準測定法が定める方法¹⁰⁾により、月に1回、あるいは年に1回といった割合で電子線のエネルギーチェックは行われている。しかし、この方法

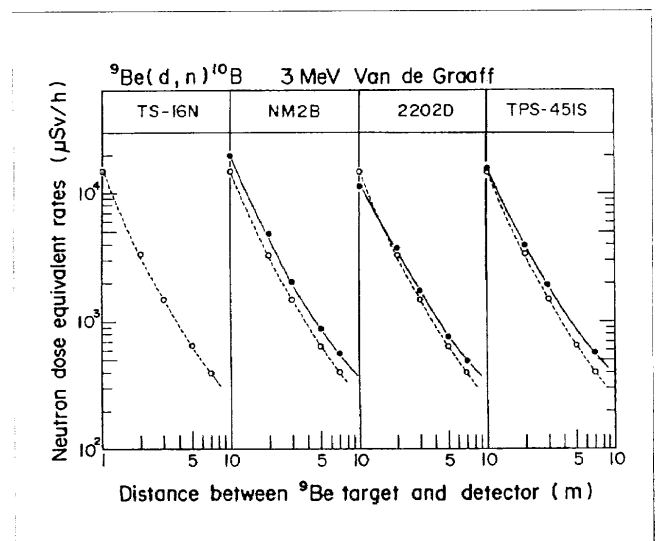


Fig. 15 Graph showing relationships between 3 types of rem counters (NM2B, 2202D, TPS-451S) and a solid state track detector (TS-16N). Each detector was located at 1 to 7 meters from the neutron source of 3MV Van de Graaff accelerator. The n/γ ratio of neutron field was 10^6 .

は非常に手間のかかる方法であるため、つい滞りがちになっている。毎朝、放射線治療を実施する前に医療用リニアック装置が正常に動作していることを確認することができれば理想的といえる。そこで、以上の事故をヒントにして表題の研究を始めることになった。

第一の方法は、直径10cm、厚さ5cmの円筒状のアルミニウム、あるいは銅を蟻地獄状にくりぬいたフィルタを作成し、その上面と下面に円形の平行平板型電離箱を配置した電子線エネルギー簡易測定用測定器を試作した。上面の電離箱の上方から未知のエネルギーの電子線が照射されると、高いエネルギーの電子線であれば、蟻地獄状フィルタを透過した電子線が入力する下面の電離箱からの電氣的出力は、低いエネルギーの電子線による電氣的出力より大きい出力が得られることになり、上面と下面の電離箱の出力の比が、入力する電子線のエネルギーに相関するという原理である。ただし、この装置の欠点は、電離箱を二つ使用し

ているため、それぞれの電離箱に供給する二つの直流の高圧電源と、二つの増幅器を必要とすることにあつた。このため、全体の装置の装備が大掛かりになることから、この装置の構想は棄却せざるを得なかった。

第二の方法では、第一の方法で使用した電離箱を直径1mmのシンチレーションファイバ(以下、SF)に、蟻地獄状フィルタをV字型の厚さ8mmの板状銅フィルタに置き換えた構造の電子線エネルギー簡易測定用測定器に発展させた。原理図をFig.16に、詳細図をFig.17に示す。SFは、BICRON社製のBCF-60である。おもなSFの特性をTableに示す。SFはV字型の厚さ8mmの板状銅フィルタの上面と下面にそれぞれ1本ずつ張ってある。SFに電子線が照射されると、電子線が光に変換されSF内を全反射しながら端に導かれる。この光をフォトダイオードで電気信号に変換し、上面と下面の電気信号の比を、入力した電子線のエネルギーに相関させようとしたものである。この装置により得られた結果をFig.18に示す。(a)では入出力の比の直線性が悪かったので、V字型銅フィルタの形を削って(b)のようにして直線性を改善した。第一の方法に比較して、装置そのものは非常に簡単なものとなり、測定結果も照射寝台の上にセットし、エネルギー未知の電子線を照射すれば即座に電子線エネルギーが得られるので、冒頭で述べたような理想的に近い装置に改良することができたといえる。

第三の方法として、以上の二つの方法をさらに発展させて、種々のエネルギーの電子線の吸収体内での深部吸収線量分布曲線を一瞬にして得られる装置を開発した。これは、大きさ32×32cm²、厚さ10cmの立方体アクリル樹脂の中心部に、直径1mm、長さ32mmのSFを深さ方向に8mm間隔で12本埋め込み、立方体ア

クリル樹脂表面全体にカーボン塗布し、立方体内部に自然光が入らないように遮光したものを作成した(Fig.19)。各光ファイバの端には、Fig.20に示すように光を電気信号に変換するためにフォトダイオードを取り付けた。12本の光ファイバからの電気信号は、A/D変換器で読み取って処理し、結果をパーソナルコンピュータ画面上に線量分布曲線として表示できるようにした。

マイクロトロン加速器からの電子線を測定した例をFig.21に示す。各一本の深部線量分布曲線は、電子線を照射しながらデータを採取し、わずか5秒間で描かれている。照射野はすべて標準的な大きさの10×10cm²とした。深部線量分布曲線の裾の部分で、電子の最大飛程以上における制動放射線成分が若干増大していることを除き、いずれも小型電離箱と水

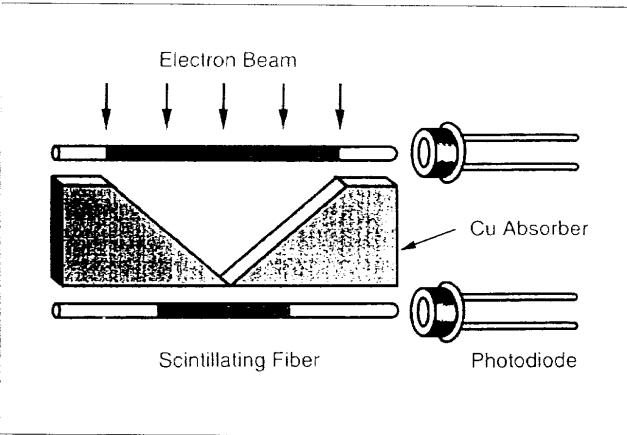


Fig. 16 Schematic diagrams of an electron beam energy monitoring device.

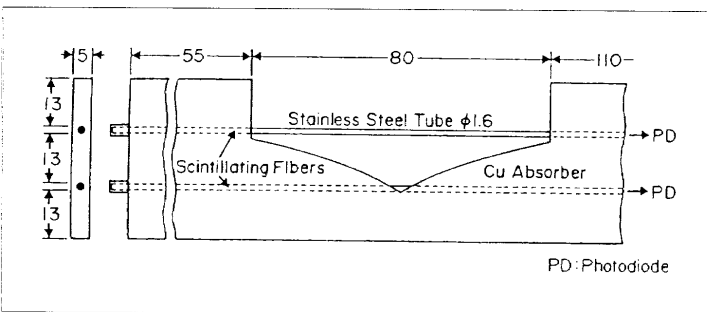


Fig. 17 Details cross section of an electron beam energy monitoring device. Dimensions are shown in mm.

Table Specifications of scintillating fiber BICRON BCF-60.

| | |
|-------------------------------------------------|-------------------|
| Wavelength of max. emission scintillation | 530nm (green) |
| 1/e attenuation length of transmission | >3.5m |
| Sensitivity (number of photons/MeV) | approx. 7,100/MeV |
| Light transmission rate due to total reflection | ≥3.4% |

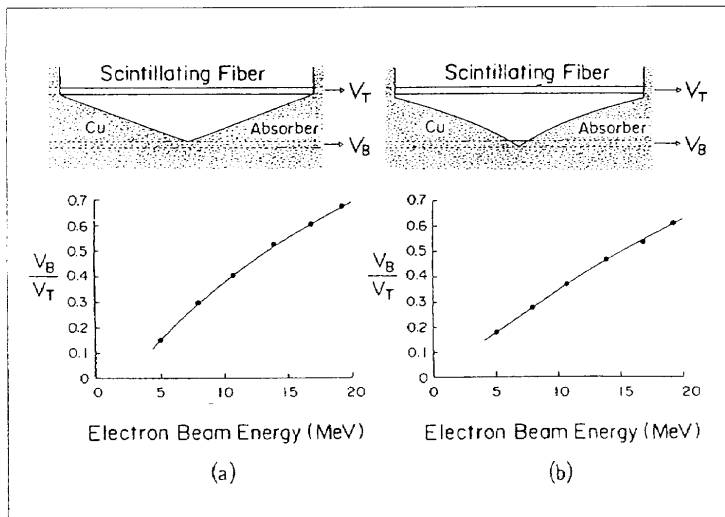


Fig. 18 Electron energy dependence for two kinds of V shape copper absorbers.

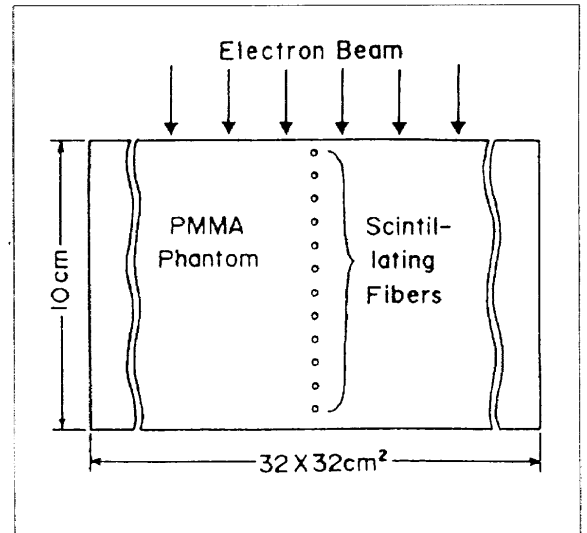


Fig. 19 Diagrams illustrating detailed cross section of an electron dose distribution measuring device.

ファントムによる従来の測定結果とよく一致した。

本システムによる電子線の深部線量分布曲線の測定は、簡便かつ迅速に行われること、光ファイバがプラスチック製であることから、光信号強度がファントムの深部吸収線量に直接比例しており、電離箱では避けられない面倒な、測定値から吸収線量への換算が一切不要であること、の2点が大きな利点である。

ここでは、この研究の背景にあるものとして、この研究が工学部出身の研究者との共同研究であったことが挙げられる。それは、従来進めてきた研究方法とはまた違ったものであった。工学的発想と放射線医学のニーズとの調和を計りながら、それを物理的、電気・電子工学的知識に基づいて合理的に無駄なく発展・解決させていく、この研究の一連の流れは、まさに共同研究の感が強い研究であった。

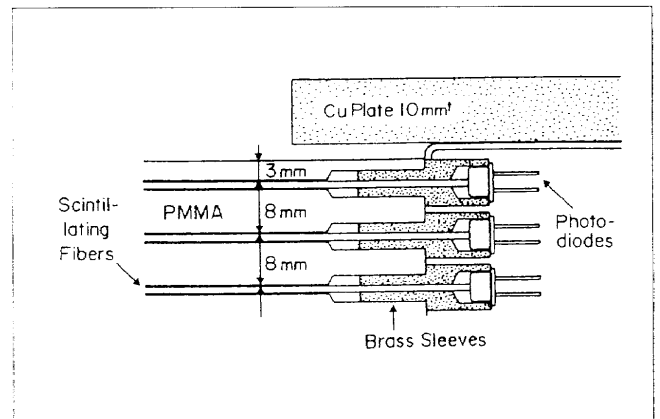


Fig. 20 Detailed illustration of the connection between a scintillating fiber and a photodiode.

6. おわりに

この度、宿題報告の機会を与えて下さった川上壽昭会長、加賀勇治大会長ならびに日本放射線技術学会会員に心よりお礼申し上げます。医療の場を実際に体験してから、教育の場に籍を置き、かつ良き師や良き協力者に恵まれたことにより、放射線計測学の広い分野にわたって体験・学習することができた。今日までこれらの研究を支えて下さった共同研究者、研究協力者各位に改めて厚く御礼申し上げます。稿を終える。

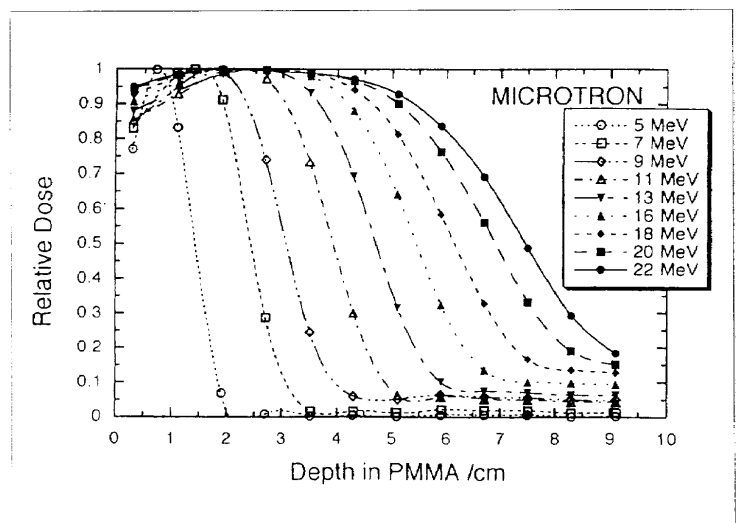


Fig. 21 Diagrams illustrating electron dose distributions curves depth in PMMA (Polymethyl Metacrylate) for Microtron (HIT-2200) with various energies of electron beams. Curves were measured by a scintillating fiber array detector for nominal energies 5 to 22MeV.

参考文献

- 1) 前越 久, 藤田恒治, 佐久間貞行: 拡大撮影における皮膚線量と容積線量. 日本医放会誌, 33(4), 336-343, (1973).
- 2) Takahashi S, Sakuma S: Magnification Radiography. Springer-Verlag, Berlin Heidelberg New York, (1975).
- 3) 前越 久, 折戸武郎, 西沢邦秀, 他: ^{131}I 空気中漏出率測定. 日本医放会誌, 36(9), 803-807, (1976).
- 4) 前越 久, 折戸武郎, 西沢邦秀, 他: ^{131}I 治療患者の唾液中 ^{131}I 濃度の測定および放射線治療病室内モニタリング. RADIOISOTOPES, 28(3), 180-183, (1979).
- 5) Nishizawa K, Ohara K, Maekoshi H, et al.: Monitoring of I excretions and used materials of patients treated with ^{131}I . Health Physics, 38, 467-481, (1980).
- 6) 前越 久, 津坂昌利, 西沢邦秀, 他: エックス線管陽極の熱膨張による焦点移動の解析. 日放技誌, 45(1), 1-8, (1989).
- 7) 前越 久, 渡辺 令, 津坂昌利, 他: パルス状エックス線混成場における中性子レムカウンタの特性. 名古屋大学医療技術短期大学部紀要, 2, 35-41, (1990).
- 8) Aoyama T, Maekoshi H, Tsuzaka M, et al.: A scintillating fiber beam-energy monitor for electron beam therapy. Medical Physics, 22(12), 2101-2102, (1995).
- 9) 青山隆彦, 前越 久, 津坂昌利, 小山修司: 治療用電子線のエネルギーおよび生体等価物質中吸収線量分布直読装置の研究開発, 平成7~8年度文部省科学研究費補助金研究成果報告書(研究課題番号: 07680528), (1997).
- 10) 岡島俊三, 尾内能夫, 川島勝弘, 他: 放射線治療における高エネルギーX線および電子線の吸収線量の標準測定法. 日本医学放射線学会物理部会編, 49-50, 通商産業研究社, 東京, (1986).