

天井つり下げ形セシウム137治療装置

A Cesium 137 Teletherapy Unit

楠本五郎*
Gorō Kusumoto

山口博司**
Hiroshi Yamaguchi

馬場勝彦**
Katsuhiko Baba

内 容 梗 概

従来癌および悪性腫瘍の治療には、線源として放射性同位元素コバルト 60 を用いた装置があり、国内国外において盛んに使用されている。しかしコバルト 60 は半減期が 5.3 年で短いことおよび遮へいが厚く機構が大となり、治療操作が自由にできない。これに対しセシウム 137 は半減期が 33 年であることおよび遮へいが半分であるため、これを用いた治療装置は小形軽量になり治療操作が容易で、短、中距離治療装置として非常にすぐれている。

われわれは種々検討の結果従来のこの種治療装置の概念と異なり、セシウム 137 の特性を十分に生かした斬新な着想による短、中距離治療装置を完成したので、その機構および線量分布の測定結果を報告する。

1. 緒 言

近年癌および悪性腫瘍に対する放射線治療は著しく進歩した。特に γ 線源として人工放射性同位元素コバルト 60 (^{60}Co) の利用は広く普及しており、日立製作所においてもすでに幾多の装置納入の実績を有している。

これに対し核分裂生成物セシウム 137 (^{137}Cs) の γ 線源としての利用は 1950 年ころに始まり⁽¹⁾⁽²⁾、アメリカ ORNL、カナダ AECL、イギリス RCC における ^{137}Cs 大線源の開発が進むに従い、最近では各国において ^{137}Cs 治療装置の完成が報告され⁽³⁾⁻⁽¹²⁾、その有利性が明らかになってきた。

γ 線源としての ^{137}Cs を ^{60}Co に比較すると、次のような特長を有している。すなわち半減期については、 ^{60}Co の 5.3 年に比べて ^{137}Cs は約 33 年という長いものである。さらに γ 線エネルギーについては ^{60}Co の約 1.25 MeV に対して、 ^{137}Cs では 0.662 MeV の γ 線を放出する。したがって半価層が薄くなるので線源容器の遮へいが少なく済み、小形軽量化を図ることができる。これは治療操作がしやすく、短、中距離照射には便利なことである。

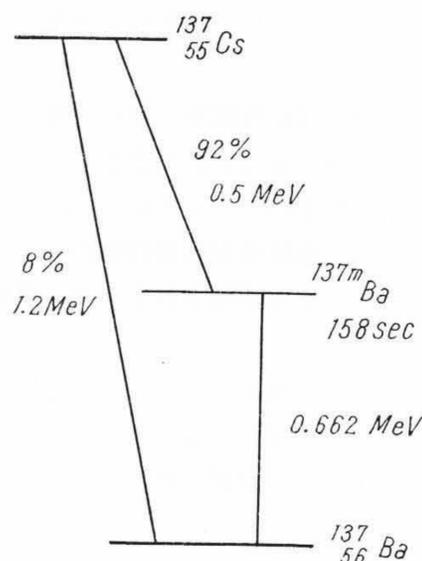
ただし ^{60}Co ほど大きな比較放射能の線源をうるのがむずかしいという問題があり、このため同一の線量をうるには ^{60}Co よりも大きい体積の線源が必要である。

しかし、長期にわたって線源の補充、または詰め換えをする必要がなく、装置および建物の遮へいもより簡単であるため、設備費および維持費の面で非常に経済的であり、 ^{60}Co 治療装置の一部に代って短、中距離照射装置としてわが国においても今後ますます普及する可能性が大きいと考えられる。

このような現状にあって、われわれは従来のこの種放射線治療装置の構成における概念とまったく異にした斬新な着想によって、 ^{137}Cs のもつ諸特性を十分に生かした短、中距離照射用 ^{137}Cs 治療装置の設計製作を試みた。

すなわち、装置は線源容器を天井からつり下げ、照射時線源は線源容器より照射ヘッドに押し出し使用する構造としたので、治療操作は非常に容易となっている。特に短、中距離照射ではあらゆる場合の照射に便利である。

以下試作研究を行ない、得られた理工学的諸資料および試作した $^{137}\text{Cs} \cdot 2000 \text{ c}$ 治療装置 (TS-200 CA) について結果を報告する。



第 1 図 ^{137}Cs の 壊 変 図

2. ^{137}Cs 線源の諸特性

2.1 放射性同位元素 ^{137}Cs の特性

放射性同位元素 ^{60}Co が安定同位元素 ^{59}Co の中性子照射による放射化によって造られるのに対して、 ^{137}Cs は ^{235}U などの核分裂生成物の中から分離精製される⁽¹³⁾。

金属 Cs は非常に反応しやすいため、通常種々の無機塩の形で使われるが、最も一般的に使われるものは Cs_2SO_4 および CsCl である⁽⁹⁾。このため線源の比放射能はおのずと限定され、 Cs_2SO_4 で 23c/g、 CsCl で 22c/g という値である。

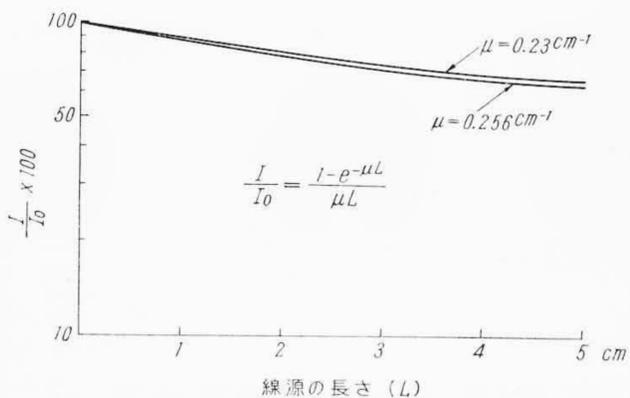
これは ^{60}Co が現在使用されているもので 50~180c/g であるのに比べて非常に低い値であり、後述のように γ 線エネルギーも低いので同一線量をうるためには ^{60}Co よりも体積が大きくなる。したがって ^{137}Cs では半影と自己吸収の問題は無視することができない。

^{137}Cs の壊変形式は第 1 図に示すとおりで β 線および γ 線を放出して、同重核をもつ ^{137}Cs に変換する。すなわち、不安定核 $^{137}_{55}\text{Cs}$ の 8% は直接 β^- が崩壊をして安定核 $^{137}_{56}\text{Ba}$ になる。次に、 $^{137}_{55}\text{Cs}$ の 92% は最大エネルギーが 0.51 MeV の β^- 崩壊をして異性核 $^{137m}_{56}\text{Cs}$ に変換し、さらに半減期 2.6 分で残りのエネルギー 0.662 MeV の γ 線を放出して安定核 $^{137}_{56}\text{Ba}$ に遷移する。 ^{137}Cs の主 γ 線エネルギー 0.662 MeV を ^{60}Co の 1.17 MeV、1.35 MeV に比較すると約 1/2 の値であり、これは半価層でも同程度の比率差をもたらすので ^{137}Cs のほうが遮へいが薄くてよいことになる。

次に ^{137}Cs の線量率は 1 mc の点線源から 1 cm の距離で 3.26 r/h である。 ^{60}Co の場合は同様の条件で 13.5 r/h であるから約 1/4 の値

* 放射線総合医学研究所

** 日立製作所亀戸工場



第2図 137Cs 線源の長さによる自己吸収の変化

第1表 60Co と 137Cs の比較

項目	種類	60Co	137Cs
原子番号		27	55
質量数		60	137
放射線の種類		β^- 0.306 MeV	β^- 0.523 MeV
		γ 1.3316 MeV	β^- 1.17 MeV
		γ 1.1715 MeV	γ 0.6616 MeV
半減期		5.27年	33年
製法		⁵⁹ Co (n, γ) ⁶⁰ Co	Fission
放射線量率		1.28 rhm	0.326 rhm
半価層		1.04 cmPb	0.53 cmPb

である。実際の線源では線源自身の吸収、カプセルの吸収などのため線量率は前記の理論値より小さい値となる。線源の自己吸収による実効出力線量率は Dixon (1952) によって次の式が与えられている⁽⁹⁾。

$$\frac{I}{I_0} = \frac{1 - e^{-\mu L}}{\mu L} \dots\dots\dots (1)$$

ここで L : 線源の出力軸方向長さ (cm)
 μ : 線源の自己吸収係数 (cm⁻¹)
 I : 吸収後の線量率 (r/h)
 I_0 : 自己吸収前の線量率 (r/h)

μ の値は Brucer によれば 0.23 cm⁻¹ (3.18 cm 径線源において)、Eastwood らの測定によれば 0.256 cm⁻¹ (2.7 cm 径線源において)⁽⁹⁾ という値である。(1)式を図表化すると第2図のようになる。しかし、0.662 MeV の γ 線に加えて、線源内の散乱、 β 線の制動輻射などによって線量計に表われる実際の線量は若干多くなり、これらの付加的影響は 0.3 MeV 近くにエネルギー分布のピークをもつ連続スペクトルをなす。

以上 137Cs の特性を 60Co と比較しつつ検討したが、これをまとめると第1表のようになる。

なお、本試作装置において用いた線源は、ORNL 製 137Cs 医療用線源でステンレス製二重カプセル内に粉末状 CsCl を密封してある。寸法および仕様は次のとおりである。

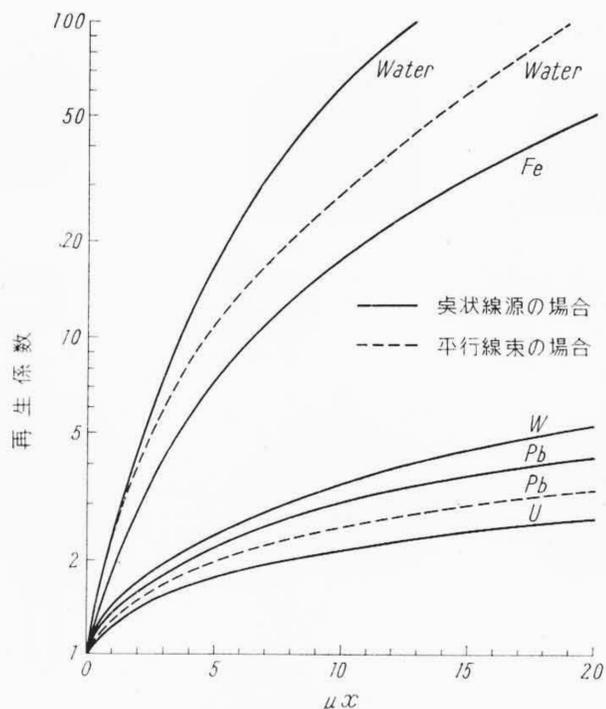
137Cs 線源の量	2,000 c
線源寸法	36.3 mm ϕ × 30 mm
カプセル外径寸法	38.3 mm ϕ × 40 mm
比放射能	22 c/s
密度	3.3 g/cm ³

2.2 137Cs の遮へい

遮へい体の線源側の表面における線量率は次式によって計算される。

$$I_0 = \frac{I_1 \times C}{R^2} \dots\dots\dots (2)$$

ただし I_1 : 線源 1 c の 1 m における線量率 (rhm)
 C : キュリー数
 R : 線源中心から遮へい体までの距離 (m)



第3図 137Cs γ 線 (0.662 MeV) の放射による減層厚 (μx) と再生係数の関係

遮へい体の厚さの計算には、一般に次式が用いられる。

(1) 放射線が平行線束の場合

$$I = B \cdot I_0 \cdot e^{-\mu x} \dots\dots\dots (3)$$

または

$$x = \frac{1}{0.434 \mu} \log \frac{B \cdot I_0}{I} \dots\dots\dots (4)$$

ここで x : 遮へい体の厚さ (cm)
 μ : 遮へい体の線吸収係数 (cm⁻¹)
 I_0 : 遮へい体の線源側表面における線量率 (r/h)
 I : 遮へい体の後側の線量率 (r/h)

(2) 点状線源が近接した遮へい体で囲まれている場合

$$I = \left(\frac{A}{A+x} \right)^2 B \cdot I_0 \cdot e^{-\mu x} \dots\dots\dots (5)$$

または

$$x = \frac{1}{0.434 \mu} \log \left\{ \left(\frac{A}{A+x} \right)^2 \frac{B I_0}{I} \right\} \dots\dots\dots (6)$$

ただし A : 点状線源から遮へい体の線源側表面までの距離 (cm)

B : 再生係数 (Build up factor)

再生係数 B は通常、減層厚 (μx) で表わされる遮へい厚との関係で示される。137Cs γ 線エネルギーにおける種々の物質の再生係数を第3図に示す。

3. 137Cs 治療装置に適した方式

3.1 装置の諸方式の比較

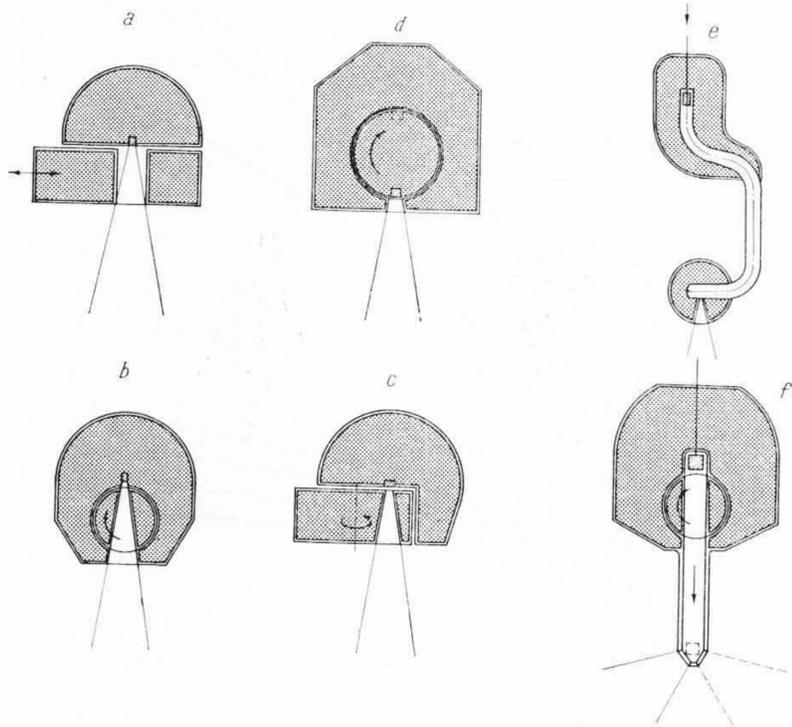
試作装置の設計にあたってはまずその照射方式、支持方式、照射野限定の絞り方式などに関して数回の検討を重ねた。

3.1.1 γ 線装置の照射方式

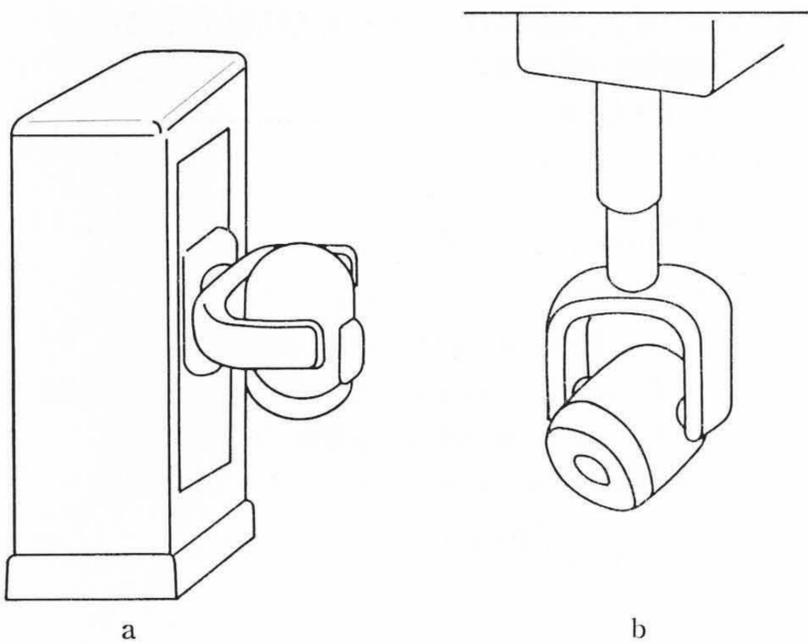
γ 線の照射方式に関しては第4図に示すような種々の方式が考えられ、それぞれの特長に従って実用化されている。

第4図 a, b, c は線源固定式でシャッターによってビームを放射または遮断する。a は引出し式シャッター b, c は回転シャッターの図である。線源固定式では容器は小形にできるが、線源と放射口の間にはシャッターが介在するので、線源-皮膚間距離 (以下 S. S. D と呼ぶ) を小さくすることは不可能で、短距離照射用には向かない。

第4図 d は線源回転式で回転シャッターの一部に線源を取り付けて照射時は線源を回転して放射口側に移動させ、格納時はシャッ



第4図 種々の照射方式



第5図 支持方式

タがビームを遮断する。本方式ではS.S.Dはかなり小さくとれるが容器が大きくなる欠点がある。

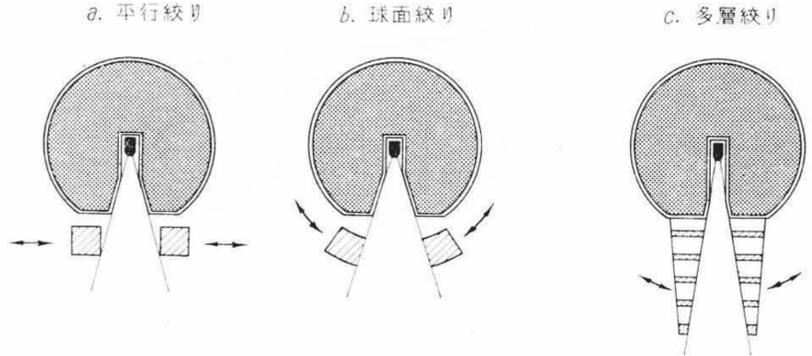
第4図 e, fは線源押し出し式で、線源容器を線源格納容器と照射ヘッドに分離して、照射時には線源を格納容器から照射ヘッドに押し出して照射を行なわしめるものである。照射ヘッドは利用線束の外を必要な遮へい（普通患者の被曝線量を利用線量の1/100以下におとす）をするものであるから小形化することができ、治療操作が容易になりS.S.Dは最も小さくとることが可能である。e図は移動路を容器内で90度くらいの角度で二回屈曲させて格納中の源からの一次線および二次線を遮へいしシャッタを省略した方法で、f図は直線状移動路をもち、容器内に回転シャッタをもって格納中にビームが移動路のほうに出るのを遮へすいるようにしたものである。

3.1.2 γ 線装置の支持方式

γ 線装置の支持方式は第5図のように大別して、据置形と天井つり下げ形の二とおりに分けられる。

据置形は床面に据え付けたベースの上に直立するスタンドから水平に腕を出しこの腕で線源容器を支持するもので、据付けは容易であるが容器の背後にスタンドがあるため照射方向、有効床面積は著しく制約され、装置の応用範囲を妨げる(第5図a)。

天井つり下げ形はベースを天井面に取り付け、これから懸下する一本ないしは二本の脚によって線源容器を支持する。これは据



第6図 種々の照射野絞り

置形に比べて照射方向は任意の方向をとることが可能で、床面全部が有効に使用できて装置の照射応用範囲は著しく拡大され、操作のじゃまになる部分が少ないので操作は容易になるなどの利点がある(第5図b)。

3.1.3 照射野絞り方式

患部の大きさに従って適当な照射野を選択する照射野絞りは治療上重要な部分であるが、この方法には次の二方式が用いられている。すなわち可変絞り機構による絞り方式と交換ツープス方式によるものである。前者はさらに平行絞り、球面絞り、多層絞りに分けられ、後者はクローズドコーンとオープンコーンに分けられる。

(1) 可変絞り機構による絞り方式

(i) 平行絞り

絞り片がビームの中心軸に垂直に移動するもので機構が簡単であるが、ビーム側面と絞り片側面がある角度をなすため線源の大きさによる半影のほか透過性の半影が増すことは免がれない(第6図a)。

(ii) 球面絞り

絞り片が線源を中心にしてある半径の球面上を移動するもので機構が複雑になり、絞り機構全体が大きくなるが透過性の半影は小さくなる。しかし線源が小さいときは有効であるが、大きくなるとは線源の大きさによる半影が増すためあまり効果は期待できない(第6図b)。

(iii) 多層絞り

絞り片が一段の場合、線源の大きさによる幾何的な半影は避けられないが、絞り片を多段にすればこの幾何的な半影を除くことができる。また絞り片の側面から放射される二次線も段間に逃がれ去り、そのために二次線の影響が著しく改善されて利用線束の深部率が良好である。しかし機構が非常に複雑でかつ大形になるためS.S.Dを小さくとることは不可能で、治療範囲も制限される(第6図c)。

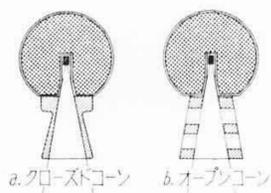
以上可変絞り機構による絞り方式は任意の照射野を一つの機構で連続的に得られる点便利であるが、機構が複雑で大形となり、S.S.Dは30cm以上が普通である。さらに放射口に比べ大きな外観をもつため、治療操作と応用範囲の点で次に述べる交換ツープス方式に劣る。

(2) 交換ツープス方式

(i) クローズドコーン

交換ツープス方式では種々のツープスを用意しておいて、患部およびS.S.Dに応じて適当なツープスを照射口に取り付け必要な照射野をうるのであるが、絞り機構による方式に比べて半影が著しく少なく、外観が小形で治療操作が容易であることが特長である。

クローズドコーンはツープスの構造は、ビームが遮へい材で包まれていて利用線束が規制されるものであるから最も小形になり半影の点でも良好であるが、ツープス側壁からの二次線の影響が



第7図 ツープスの種類

無視しえない。しかしこれは側壁に散乱線の少ない物質を内張りしたり、ツープス先端にフィルタを取り付けて二次線を除去すれば性能が向上する(第7図a)。

(ii) オープンコーン

オープンコーンは多層絞りの考え方をツープスに応用したもので、コーンに沿った数段の遮へい体で構成され、各片を結合する構成材のほかは段間を開放形にしてできるだけ散乱線の影響を減じようとするものである。これは遮へい体の横幅が大きくなるために形状はクロードコーンより大きくなる(第7図b)。

以上交換ツープスによる絞りの方式は交換の不便さと、照射野が連続的に変えられない不便さはあるが、半影は少なく、照射野を形成するための遮へい体のみで構成されるから形状は必要な最小限のものとなり、治療の応用範囲を広め、視野を妨げることがなく適確に患部に照射することができて治療に便利である。

また必要に応じてS.S.Dは10ないし15cmのものでも製作できるから短、中距離照射には最適と考えられる。

3.2 ¹³⁷Cs 治療装置に適した諸方式の決定

¹³⁷Cs を線源として用いた場合、その線量率が⁶⁰Coに比べて低いことから短、中距離照射に適しており、半価層が薄いので遮へいが容易なことは線源容器の形状を小形にすることができてあらゆる部位の患部に適確な照射ができる装置の可能性をもつものである。

われわれはこの¹³⁷Cs の特性を十分に検討して、短、中距離照射用装置として広範囲の治療に適した装置にするという方針のもとに次のような仕様で設計を進めることにした。すなわち

- (i) 照射方式 線源押し出し式
- (ii) 支持方式 天井つり下げ形
- (iii) 絞りの方式 交換ツープス方式

4. 装置の構成と性能

4.1 構成と外観

装置全体の外観は第8図に示すとおりで、次の各部から構成されている。

- (1) 線源容器およびカプセル
- (2) 照射ヘッド
- (3) 支持脚
- (4) 回転台
- (5) 制御器および操作スイッチ
- (6) ツープス
- (7) 照準器

4.2 各部の構造と性能

4.2.1 カプセルの構造

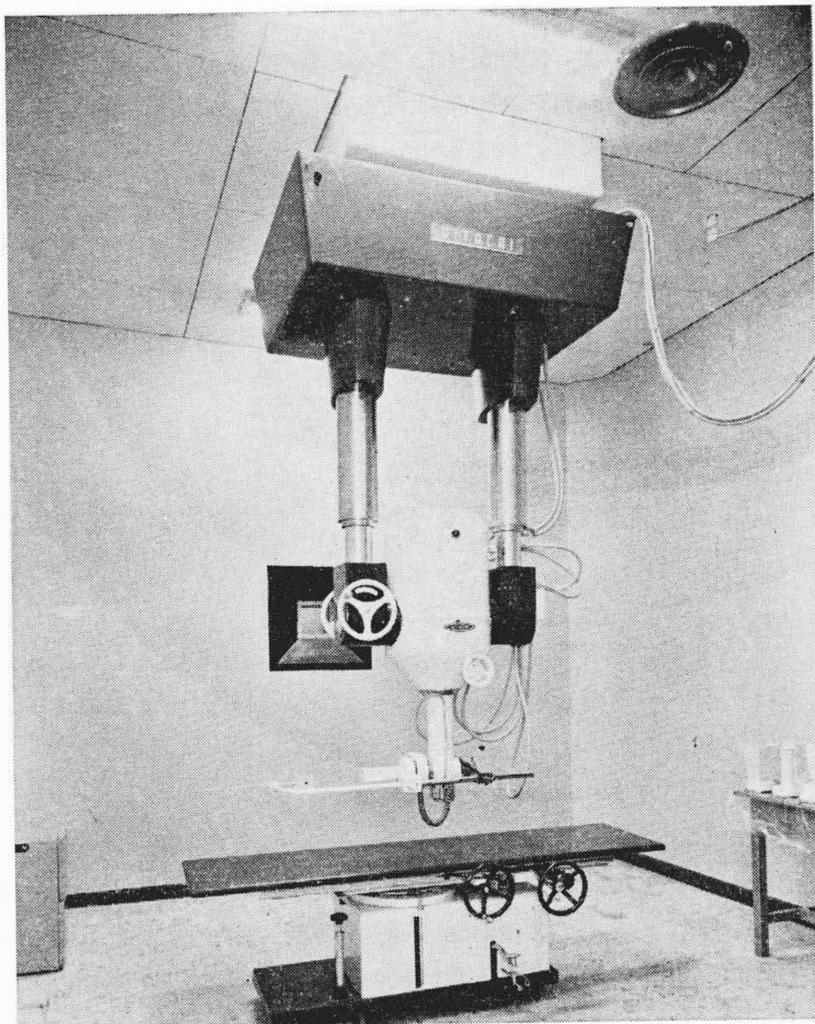
線源¹³⁷Cs, 2,000cはORNL製インナー、アウターの二重コンテナに密封されたものをさらに機械的に強いカプセルに封入し、汚染などの事故に対し十分考慮されている。

4.2.2 線源容器

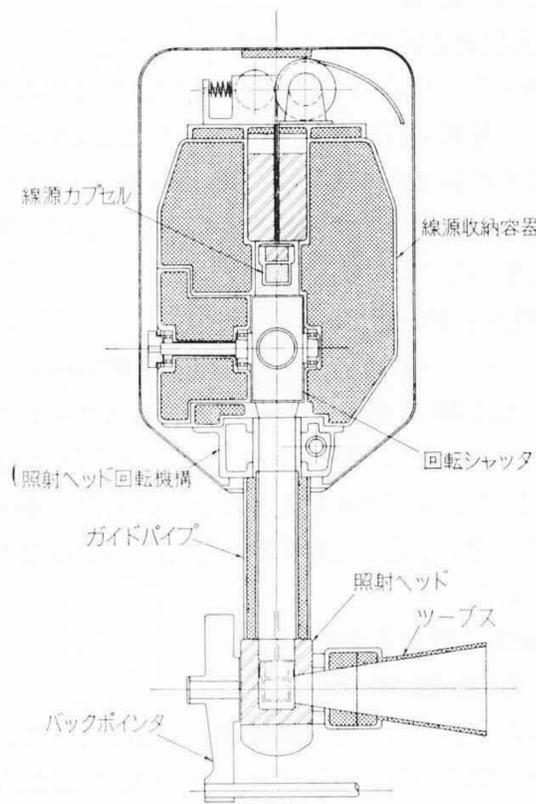
線源を安全かつ確実に格納するもので、遮へい体は鉛およびタングステン合金から成り、¹³⁷Cs, 2,000c を収納してシャッタを閉じたときに容器表面の漏えい線量率が5mr/h以下となるようにした。第9図に示すように照射時には収納容器の線源移動路内に設けられた回転シャッタが90度回転し、シャッタの貫通孔を通して線源が照射ヘッドに押し出される。照射および格納の操作は操作室からの遠隔操作によって行なわれる。その動作には直流電動方式が用いられており、停電時でも付属の蓄電池により自動的に線源は格納位置にもどる。

4.2.3 照射ヘッド

照射ヘッドは容器下部に突き出しており、照射時には線源をこの先端に押し出す。ヘッドはタングステン合金から成る円筒で周



第8図 天井つり下げ形¹³⁷Cs 治療装置の外観



第9図 線源容器の構造

囲の遮へいは線源から同一距離の利用線錐内の線量率の1/100以下に押えてある。

照射ヘッドは容器下部にある手動ハンドルにより360度回転できる。放射口は円筒の中心軸と直角方向に開口しており、ツープス取付座を取り付け、これにツープスなどを装着して適切な照射野をうるようになっている。

4.2.4 支持脚の構造と性能

線源容器は天井に取り付けられた回転台から懸下する二本の脚で支持され、水平軸に関し前後170度の回転ができる。その操作は左側軸受部の手動ハンドルにより行なう。

支持脚は二段のセリ出し式可動部分をもった三段のパイプから成り、可動範囲900mmを速度約10mm/sで上下する。

4.2.5 回 転 台

第 8 図に示すように回転台は二本の脚を固定し、線源容器を支持する。台はそれ自体 240 度の回転ができて、この駆動は電動にて行なう。回転速度は約 0.3 rpm である。

4.2.6 制御および操作

脚の上下動および回転台の回転は線源容器支持部のフックにかけてある手もとスイッチによって行なわれる。これをフックからはずすと遠隔操作による線源露出ができないようインターロックが施してある。

制御器は操作室から遠隔操作によって線源の露出格納を行なうもので、次のような各機器を装備している。

- (1) 電源開閉器, (2) タイマー, (3) 線源露出格納押ボタンスイッチ

4.2.7 絞りチューブス

本装置では照射野の限定に交換チューブス方式をとった。チューブスは照射ヘッドの放射口につくチューブス取付座にバヨネット式で装着される。

4.2.8 照 準 器

照準器はフロントおよびバックポイントから成る。フロントポイントは患部に対する入射中心を示すと同時に接触防止装置を兼用し、バックポイントはしゅう動して両者の距離を調整すると同時に、患部に接触しても危険のないように考慮してある。

5. 試 験 結 果

5.1 漏 え い 線 量

5.1.1 線源収納容器の漏えい線量

線源収納容器は ^{137}Cs 2,000 キュリー収納時に容器表面で 5 mr/h 以下という基準で設計されたが、実際に 2,000 キュリーを収納したときの容器表面の漏えい線量は 1.5~3 mr/h となった。

測定には日立製作所製電離槽形線量率計 (RDI-III 形サーベイメータ) を用いた。

5.1.2 照射ヘッドの漏えい線量

線源の照射ヘッドにはいつている場合の照射ヘッドの回りの漏えい線量分布は第 10 図のようになる。図はチューブスに S.S.D 25 cm, 照射野 3×3 cm 用のものを装着した場合の、線源中心-線量率計間の距離を 32.5 cm にとったときに利用線錐中心における空中線量率に対する同一距離における漏えい線量率の割合を図示するものである。

5.2 利用線束に関する測定

5.2.1 出力線量率

線源からの距離による空中線量率の変化は大體二乗反比例側に合致するが、測定位置が線源に近づくにつれて線源内部、カプセル、照射ヘッドおよびチューブスからの散乱線の影響により測定器に感知される線量が増加する。線源からの距離を種々に変えて測定した空中線量の値を第 11 図に示す。

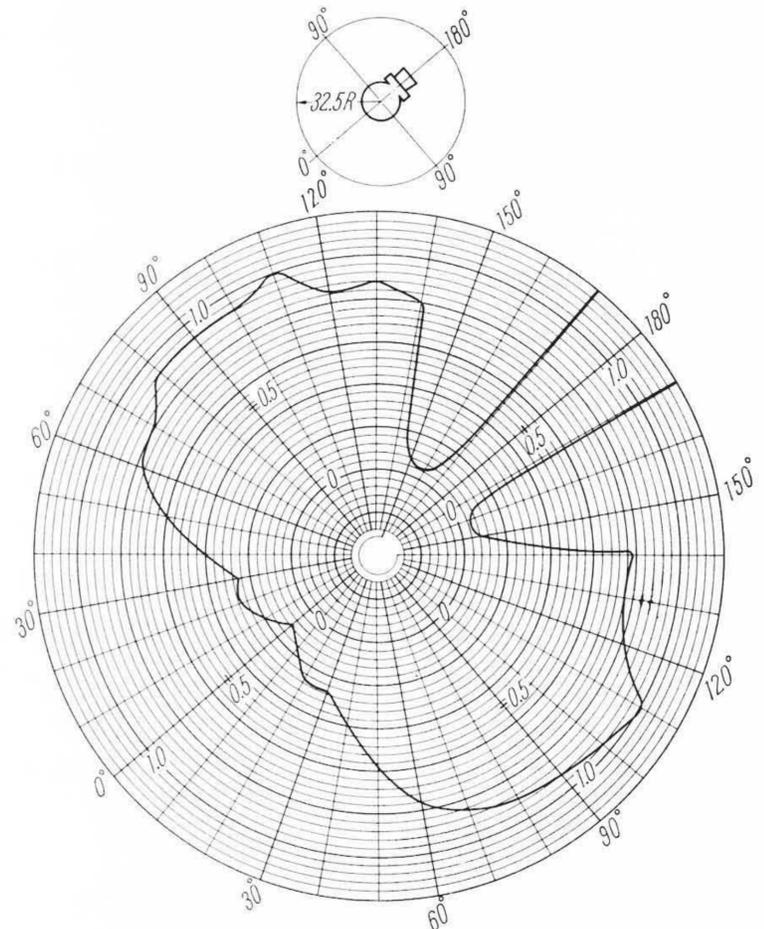
5.2.2 照射野による空中および表面線量率の変化

照射野により線量率が変化するのは好ましくないが、 ^{137}Cs 線源が大きいため絞りチューブスによる半影除去の問題があり、照射野寸法の縮小によって出力線量の低下してくることは避け得ない現象である。また放射線を患部に照射した際、人体による散乱線の影響によりその表面の線量率は同じ距離における空中線量率よりも大きい。

照射野による空中および表面線量率の変化と後方散乱係数の変化は第 2 表に示すとおりである。

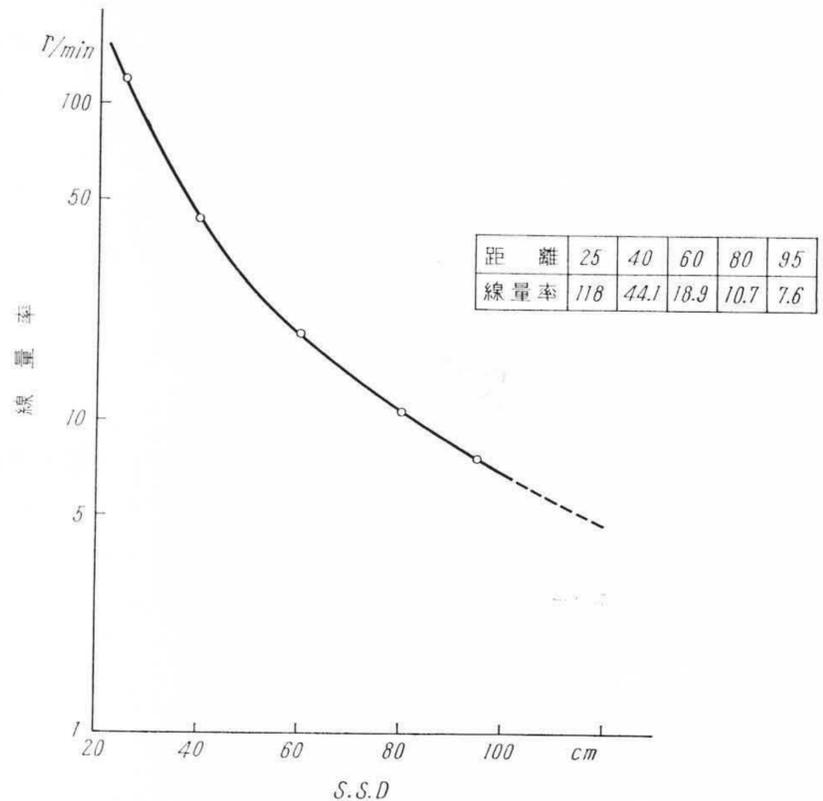
5.2.3 種々のチューブスによる照射野内の空中線量率の変化

照射野内の空中線量分布はできるだけ平坦でかつ半影が少ない



(チューブスは S.S.D 25 cm 用照射野 3×3 のものを装着)

第 10 図 線源露出時における照射ヘッドの回りの漏えい線量



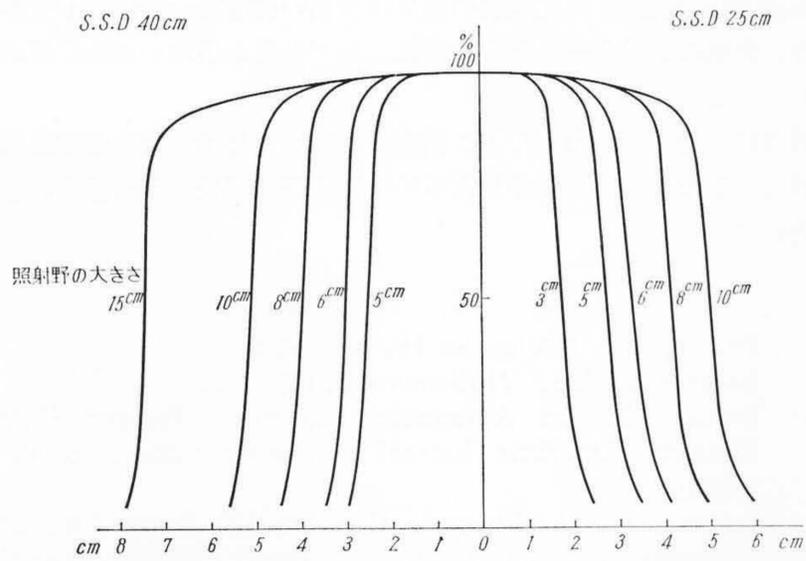
第 11 図 線源からの距離による空中線量率の変化

第 2 表 照射野の大きさによる空中線量率と後方散乱係数の変化

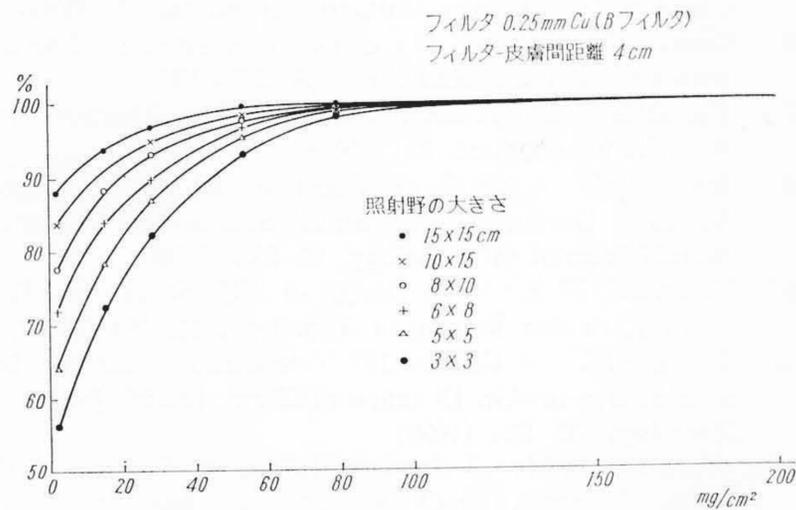
照射野の大きさ	S.S.D 25cm			S.S.D 40cm		
	出力線量率 (r/min)	相対比	後方散乱係数	出力線量率 (r/min)	相対比	後方散乱係数
3×3	119	0.98	1.01			
5×5	121	1.00	1.03	40.7	1.00	1.03
6×8	123	1.02	1.05	41.7	1.02	1.05
8×10	123	1.02	1.05	42.3	1.04	1.06
10×15				42.8	1.05	1.07
15×15				42.9	1.05	1.07

ことが望ましい。これはチューブスの設計において十分留意された。種々のチューブスによる照射野内の空中線分布の変化は第 12 図のようになった。

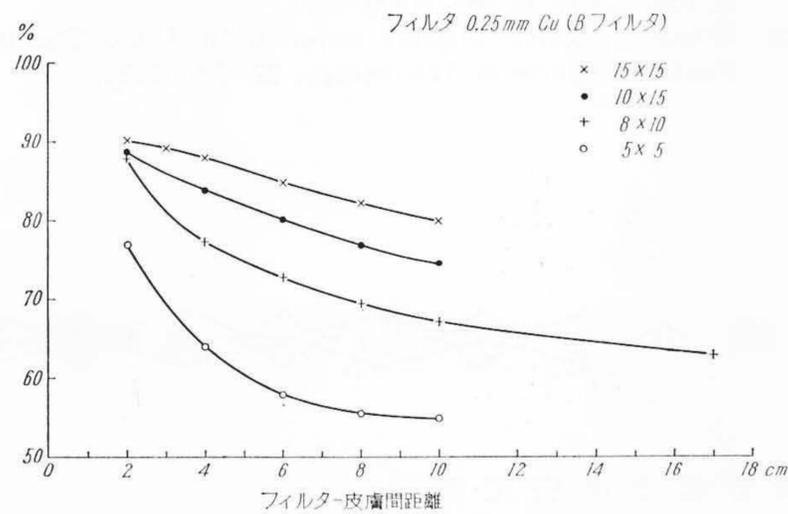
本装置ではその照射方式から線源の円柱側面よりビームを取り出したが、このような使い方によっても縦軸方向と横軸方向にお



第12図 種々のチューブによる照射野内の空中線量分布の変化



第13図 照射野による皮下吸収線量の変化



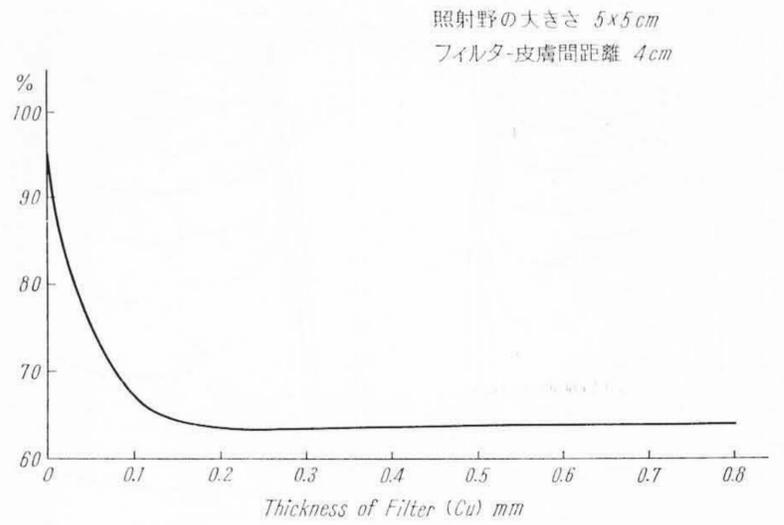
第14図 フィルタ-皮膚間距離による Surface-ionization ratio の変化

ける線量分布は非常に良好な対称性を示し、この面での欠陥はまったくないことが証明された。

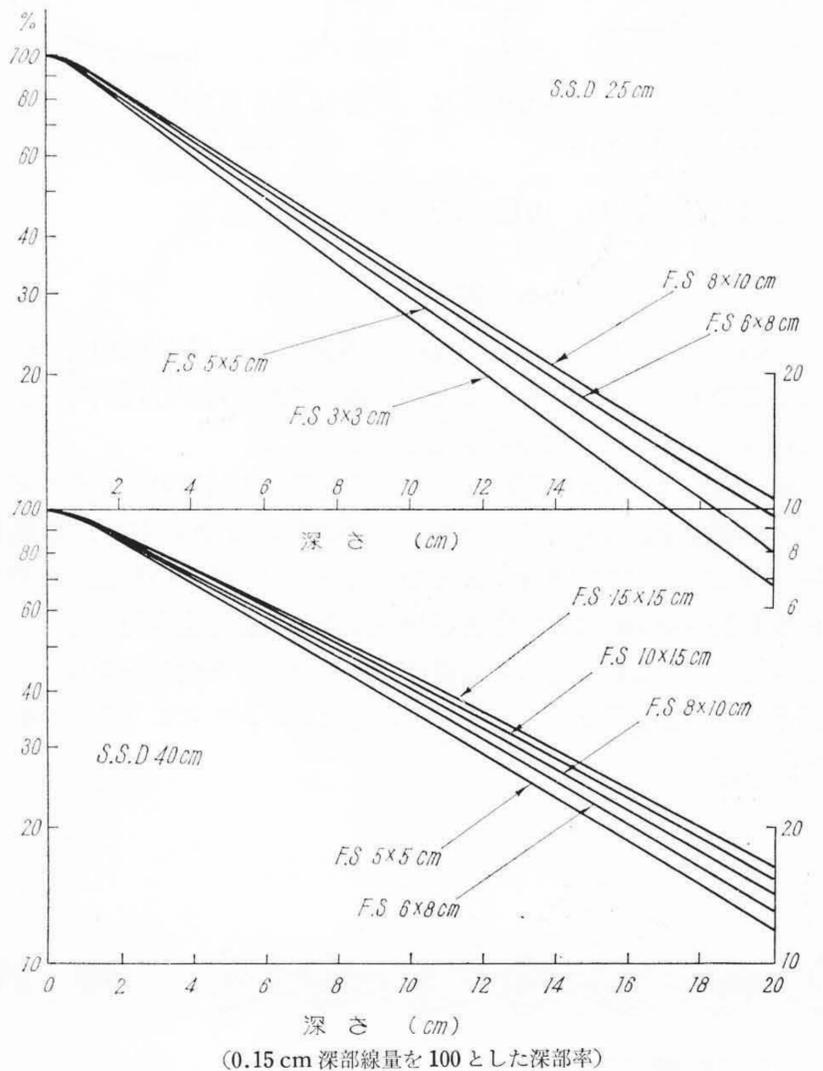
5.2.4 照射野による皮下吸収線量の変化

¹³⁷Cs 線源による γ 線が最大の皮下吸収線量を示す点がどの程度の深さにあるかということは、放射線治療における重要な問題である。Mix. D を Back Scattering Material とする Shallow chamber を製作し、ファントムにセロファンおよびビニールシートを用いてチューブ先端皮膚間距離を 4 cm にとり、照射野を種々に変えた場合の皮下吸収線量を測定した。なお散乱線除去の目的でチューブ入射側に厚さ 2 mm の銅板フィルタを取り付け、さらにチューブ先端に厚さ 0.25 mm の銅板フィルタを取り付けた。この結果を第13図に示す。

5.2.5 フィルタ-皮膚間距離による Surface-ionization ratio の変化 種々の照射野において、チューブ先端のフィルタに 0.25 mm 銅



第15図 フィルタ厚さによる Surface-ionization ratio の変化



第16図 照射中心軸における深部線量率の変化

板を用いた場合のチューブ先端-皮膚間距離による Surface ionization ratio の変化は第14図に示すとおりである。

5.2.6 フィルタ厚さによる Surface ionization ratio の変化

フィルタの厚さによる Surface ionization ratio の変化を第15図に示す。

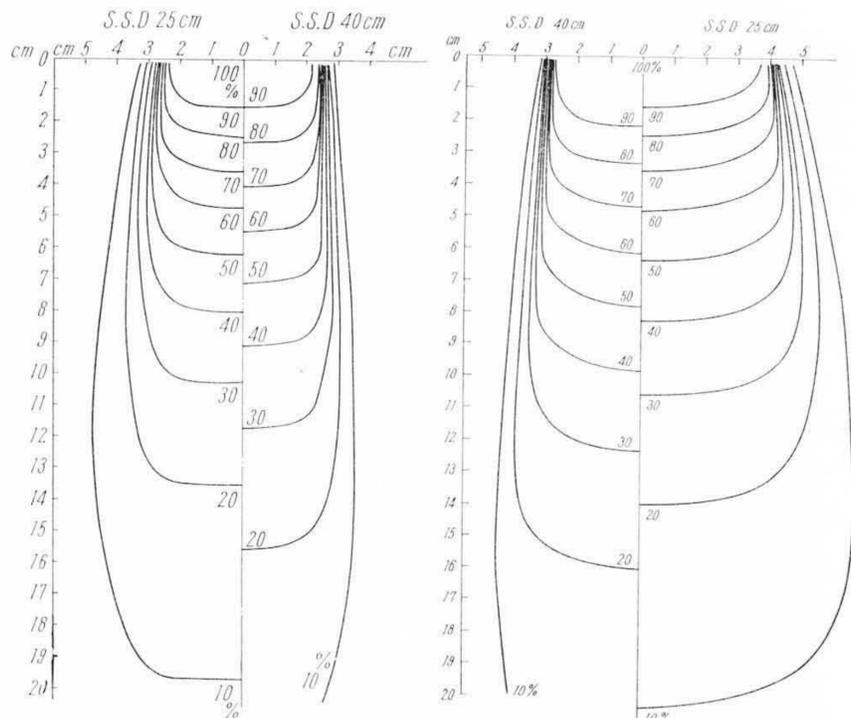
測定はチューブ先端-皮膚表面間距離を 4 cm にとり、照射野 5 × 5 cm² で行なった。

5.2.7 照射中心軸における深部線量率

照射中心軸での深部線量率は S. S. D 40 cm および S. S. D 25 cm において種々の照射野について測定した。測定は深さ 0~20 cm について行ない、ファントムとして γ 線入射面が 4 mm 厚の亚克力樹脂の水槽を用いた。第16図はファントム 0.5 mm のにおける値を 100 とした深部線量率の変化を示す。

5.2.8 等線量曲線 (Isodose Curve)

治療上、最も重要な意味をもつ等線量曲線は S. S. D 40 cm と S. S. D 25 cm について、照射野を種々に変えたときの等線量曲線



第17図 照射野5×5 cm²における等線量曲線
第18図 照射野6×8 cm²における等線量曲線

を求めた。第17, 18図にそれを示す。

6. 結 言

¹³⁷Cs をγ線源に用いた放射線治療装置は短、中距離照射に適しているのと、設備費、維持費などが低減されるので経済的であるために今後大いに発展する可能性を有している。

われわれは¹³⁷Csの諸特性を大きく利用して装置のフレキシビリティの向上を図った。すなわち線源移動による照射方式、交換テーブルによる絞り方式をとって照射ヘッドを極力小形化したのでS.S.D 15~40 cmにおいてあらゆる部位の照射を能率的に行なうことができた。これは従来の装置に比べて画期的な性能であり、この種¹³⁷Cs・γ線装置としても他に例を見ないフレキシビリティを有する。

前述の諸種線量測定試験の結果は所期の性能を十分満足しており、文献などのデータとの比較によってもそんなことが認められている。

終りにのぞみ、いろいろとご指導にあずかった千葉大学医学部寛教授および放射線総合医学研究所田中臨床研究部長に厚く感謝の意を表わす。

参 考 文 献

- (1) Brucer, M: Nucleonics IV, 43 (1952)
- (2) Eastwood, W.S: Nucleonics II, 62 (1952)
- (3) Brucer, M: An Automatic Controlled Pattern ¹³⁷Cs Machine, American Journal of Roentgenology, 75, 49, (1956)
- (4) Burns, J.E: A Kilo-curie Caesium 137 Beam Unit at Westminster Hospital; Physical Aspect, British Journal of Radiology, 32, 798 (1959)
- (5) Cole, A: Physical Studies on a Short-treatment-distance Caesium 137 Therapy Unit, Radiology, 74, 731 (1960)
- (6) Comas, F. & Brucer, M: First Impression of Therapy with Caesium 137, Radiology, 69, 231 (1957)
- (7) Haybittle, J.L: A Cesium Gamma Ray Therapy Unit Acta Radiologica, 50, 321 (1958)
- (8) John, H.E: A 250 Curie Caesium 137 Unit Designed for Low Dosage-rate at Short Source-skin Distance, British Journal of Radiology, 32, 533 (1959)
- (9) Eastwood, W.S.: The Design of ¹³⁷Cs Source for Teletherapy, British Journal of Radiology, 33, 243 (1960)
- (10) Johns, H.E: A Cesium 137 Teletherapy Unit for Use at a Source-to-skin Distance of 35 cm, British Journal of Radiology, 32, 224 (1959)
- (11) Wheatley, B.M: A Caesium 137 Beam Therapy Unit. British Journal of Radiology, 33, 251 (1960)
- (12) Clarkson, J.R., Leech, H.J., Taylor & Mason: A Moving-beam Caesium 137 Teletherapy Unit. British Journal of Radiology, 32, 384 (1959)
- (13) Wheatley, B.M: Physical Aspect of the Use of Caesium Fission Products in Teletherapy, 32, 246 (1960)



特 許 の 紹 介

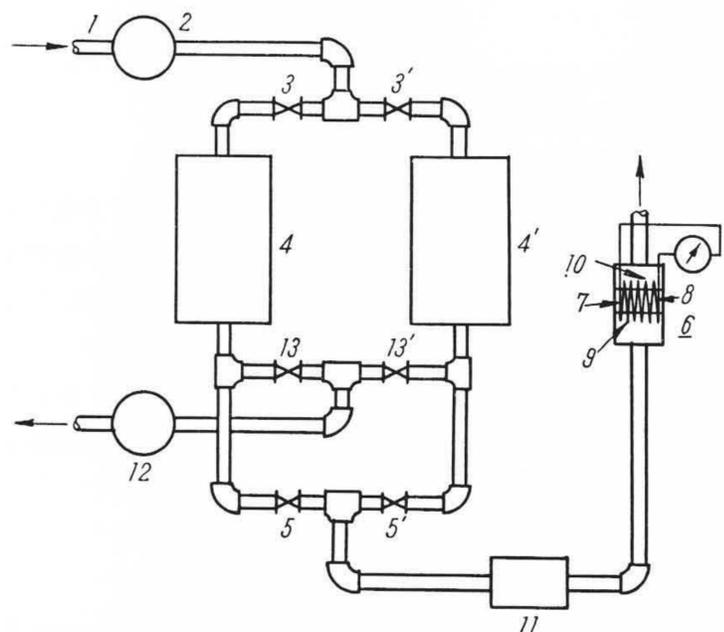
特許 第 277934 号

燃 焼 性 ガ ス 分 検 出 装 置 に お け る 湿 度 安 定 装 置

井 上 実

酸化触媒法により燃焼性ガス、たとえば空気中のCOガスを検出する場合、試料空気の湿度が検出結果に大きな影響を及ぼす。これを避けるため一般にこの種装置では試料空気を2組の吸収塔に交代に通して湿気を除去し、吸収塔の一方の使用中に他方の復活を行なうようにしているが、その交代にあたり吸収能力の弱まった吸収塔から吸収能力の良好な吸収塔に切替わることによって検出部に送られる試料空気の湿度に急激な変化が起り、このため検出結果が大きく変動し、この検出結果に基づいて動作する制御装置にじょう乱を与える恐れがある。

本発明はこの点を改良したものである。図において1は試料空気通路、2はその途中に設けた送風機で、これを出た試料空気は弁3または3'を通じて吸収塔4または4'に送られ、さらに弁5または5'を経て検出部6に送られる。7は検出部の酸化触媒、8は燃焼熱量を測るサーモカップル、11は吸収塔と検出部の間に設けた緩衝器、12は真空ポンプで、これによって吸収塔4、4'内の吸収剤の復活を交代に行なう。緩衝器11には湿度の高い空気からは湿気を吸収し、湿度の低い空気に対しては湿気を放出する活性アルミナのような湿度緩衝物質を入れてあるから、吸収塔の交代によって起る試料空気の湿度の変化はこの緩衝器で緩和され、検出部にはいる空気の湿度



を安定化することができる。

(坂 本)