

医学研究審議会 8MeV 直線加速器の性能

The performance of the Medical Research Council 8 MeV linear accelerator

Newbery GR, Bewley BA. Brit J Radiol 28:241-51, 1955

1948 年, Fry らは初の進行波直線電子加速器の運転に成功した。その後, 軍需省との協力の下, 医学研究審議会 (Medical Research Council) は Metropolitan-Vickers Electrical 社と臨床用直線加速器の契約を締結した。

医学研究審議会の加速器は, 1950 年末に初稼働し 1951 ~ 52 年に Metropolitan-Vickers 社の研究室で徹底的な試験が行なわれた。1952 年に Hammersmith 病院に設置され, 1953 年 2 月に審議会に引き渡された。技術的詳細については既に Miller(1953, 1954) が, 設置の概要は Wood & Newbery(1954) が報告している。

1953 年 2 月, 物理計測プログラムを開始し, 1953 年 9 月以来, 患者の治療を行なっている。

本稿の目的は, 施設の詳細, 物理計測の結果, 装置運用について報告することである。

装置のレイアウト

ロンドンの Hammersmith 病院に最近新築された医学研究審議会棟における直線加速器施設のレイアウトを図 1 に示す。施設は, 操作室, 治療室, 設備室から成り, これに隣接して待合室, 診察室, 治療計画室, 事務室がある。治療室と同じ寝台を備えた計測室があり, 診断 X 線装置, 絞り, 直線加速器と同様の光学系と前面 / 後面のポインターを備えたガントリーがある。可動範囲は治療室のものと同じで, これによって装置の治療時間を占有することなく, 実際の治療と同じ体位でマーカーを付けたり X 線写真を撮影したりできる。

治療室を図 2 に示す。加速器は長さ 8 フィートを占め, すべて天井から懸架されており, 床面はフリーである。高エネルギー電子ビームは, ターゲットに当たる前に電磁石で 90 度偏向する。電磁石は X 線照射ヘッドに取付けられており, 120 度回転できる。これによって X 線ビームの方向は, 加速管の長軸に垂直な平面内で, 水平から上向き 15 度から垂直を越えて 15 度の範囲まで任意に設定できる。

電子が金ターゲットに衝突して発生した X 線ビームは, X 線照射ヘッド内のウラン / タングステン銅合金製の円錐開口部によりコリメートされる。これによ

てビームはターゲットから 1m の位置で直径約 26cm に絞られる。治療照射野は, 厚さ 3cm のタングステン・銅合金の可変絞りによって, 1m の位置で 4cm 角から 20cm 角まで, 任意の長方形に設定できる。可変絞りを追加することで, 円形の照射野も設定できる。図 2 に示す前面の引込式ポインター, 後面の着脱式ポインターによって, X 線ビームの中心軸を表示する。X 線が照射される皮膚面を照光する光学システムも備えている。

患者は, 床下に水平移動機構を備えた可動寝台上に横臥させる。寝台の上面は, 広い可動範囲 (縦方向 42 インチ × 横方向 15 インチ) をもつ水平スライド板にはまっており, さらに回転運動も可能で, 回転治療時にはモーターで駆動する。回転軸は通常, 前面ポインターの軸に一致する。治療室の床面全体が, 中心レベルから 2 フィート 6 インチ上下し, これによって患者を装置に対して移動して, 前面ポインターを皮膚面の治療計画位置に一致させる。X 線照射ヘッドを回転させると自動的に床面が上下方向に, 寝台の水平方向に移動し, Flanders & Newbery の記載 (1950) のように, 入射点の障害とならないようにビーム方向が調整される。この自動制御メカニズムの簡単な説明を最近報告した (Technique, 1954)。寝台には, 患者を保持する一般的な傾斜止めとクランプがついている。このほか, 2 つの特別な仕様がある。すなわち可動椅子 (図 19) と可変中心ギャップ (図 2) である。後者により, X 線ビームが垂直な場合でも, その方向を後面ポインター法でチェックできる。

X 線ビーム角, 床面の垂直位置, 光学システムの照度は, 小型移動式操作板から行える (図 2)。

治療室は, 厚さ 4 ~ 6 フィートのコンクリートで覆われている。アクセスは間接通路を介し, その安全側に制御卓が置かれた操作室がある (図 3)。この隣には, コンクリート壁を貫通する直径 12 インチの空気トンネルがあり, 治療中は, この中を通る潜望鏡システムにより患者を観察できる (図 3, 図 4)。

制御卓はできる限り単純化してあり, 通常の 200kVX 線治療装置と同程度に容易に操作できる。2 つのメインスイッチがあり, 1 つは RF システム用, もう 1 つは電子銃用である。照射線量 (表面から 2cm 下の軟部吸収線量) は, 10rad ステップで 600rad まで設定でき, 設定量が照射されると自動的にスイッチが切れる。中央の大きなまらいメーターが総線量を示している。線

* ハマースミス病院医学研究審議会放射線治療部および物理研究室 (Radiotherapeutic Research Unit of the Medical Research Council, and the Physics Department, Hammersmith Hospital, London, W.12)

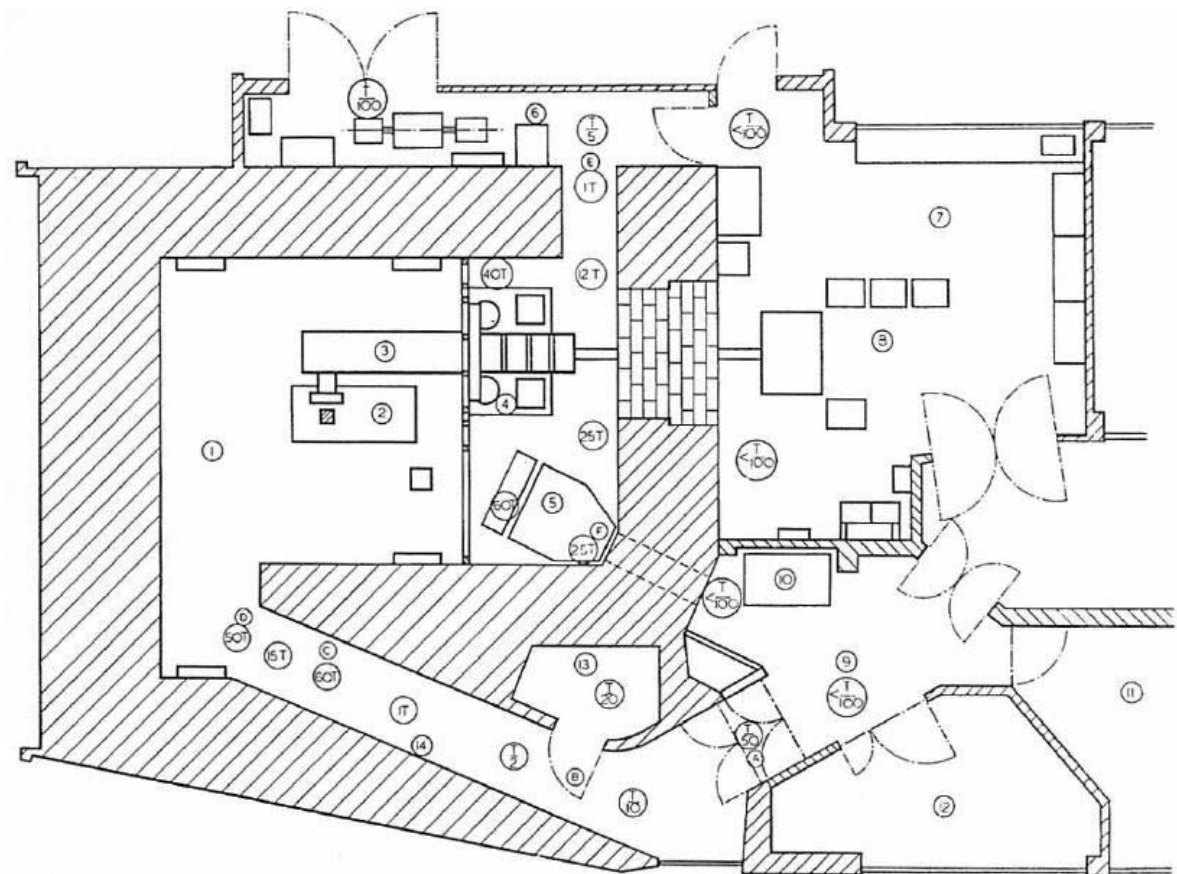


図 1. 最近ロンドンに完成したハマースミス病院医学研究審議会棟の直線加速器施設の平面図。最大線量率 0.3rad/週で運転時の各所の最大線量率 (T) も合わせて示す (詳細は表 I)。1. 治療室, 2. 治療寝台, 3. 直線加速器, 4. ポンプ装置, 5. 潜望鏡システム, 6. 床面および寝台電源, 7. メンテナンス室, 8. 技術者用制御卓, 9. 放射線技師室, 10. 放射線技師用制御卓, 11. 診察室, 12. 待合室, 13. 倉庫, 14. 稼働床面に連結する通路

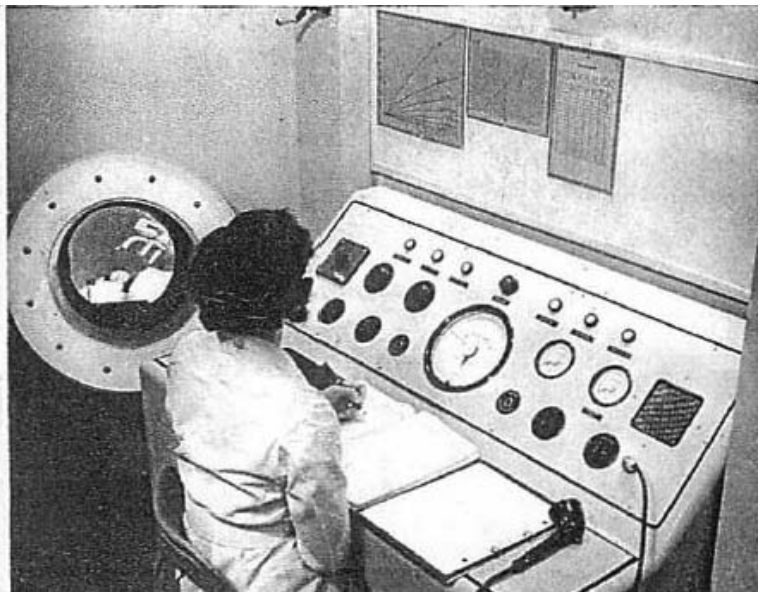
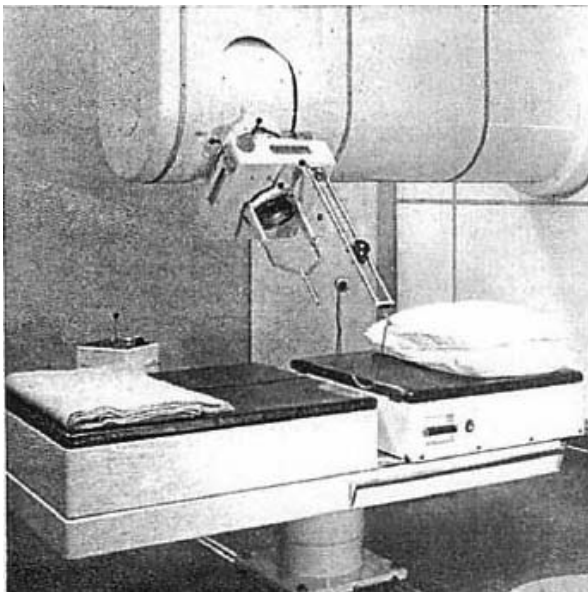


図 2 (左). 治療室. X 線照射ヘッド, 可変絞リ, 前面 / 後面ポインター, 治療寝台, 移動式制御卓が見える。

図 3 (右). 放射線技師用制御卓. 監視窓のトンネルと潜望鏡システムが見える。

位置(図1参照)	垂直ビーム		水平ビーム	
	ファントム			
	無	有	無	有
A 治療室と廊下扉の間	0.01	0.02	0.01	0.01
B 通路,操作室側の端	0.12	0.15	0.16	0.33
C 通路,照射ヘッド線上	1.4	1.8	60	32
D 通路,治療室側の端	17	11	37	54
E ポンプ室入口	0.5	0.7	0.4	0.7
F ポンプ室,監視トンネル端	0.7	0.8	1.0	2.5

表 I. 最大許容線量率. $T=2 \times 10^6$ rad/秒 (= 0.3 rad/週). 中心ビーム上ターゲットから 1m の距離で 100rad/分の場合。

量率，射出線量もメーターに表示さえる．総線量，線量率の信号は，X線照射ヘッド内の平行板電離箱から取りだしている．射出線量の信号は，放射線技師がセットする薄壁パースペクス (Perspex) 製電離箱から取り出す．いずれの電離箱もそれぞれ直流増幅器を備えている．制御卓と治療室の間には，通常のインターコムが備えられている．

放射線防護計測

X線照射ヘッドの遮蔽材質の厚さは，全方向の線量率を主ビームの0.2%まで低減するようFlandersが設計した(1949, 1951)．装置を主ビームの線量率100rad/分で作動させ，絞りを完全に閉鎖した状態で，ターゲットから1mの位置に置いた水ファントムの表面で，照射ヘッド周囲の線量を計測した．ヘッド周囲をはエンベロープに包んだX線フィルムで覆い，小さな厚壁電離箱をターゲットから1mの位置で移動させた．この結果，ほぼ全方向で，線量率は0.2rad/分を超えないことが明らかとなった．しかし，線量率が1rad/分となる小さな漏洩位置が2カ所発見された．これはいずれも患者とは離れた位置で，問題にはならなかった．漏洩放射線が積算線量に及ぼす影響については，あらためて報告する予定である．

医学研究審議会棟は，直線加速器を作動させても，隣接研究室で少量の放射性同位元素の実験ができるよう設計されている．この基準は，ターゲット面積10cm²，遮蔽鉛2インチ厚のガイガーカウンターの直線加速器によるカウント増加が2cpmを超えないものとしている．これを達成するためのコンクリート壁は，操作室

の放射線量を最大許容値以下に低減するために必要とされる厚さよりも厚い．

直流増幅器，1/4インチ厚黒鉛添加ポリエチレン壁の7L電離箱によって，防護計測を行なった．最大線量率を図1に示す．装置作動中にスタッフが立ち入る場所はいずれも最大許容線量以下であることがわかる．表Iに，各所の垂直ビーム，水平ビームの線量率を示す．この計測は，線量率100rad/分，照射野20cm×20cmで行なったものである．

さらに無遮蔽シンチレーションカウンター(EKCO N509型，ヨウ化ナトリウム結晶，ターゲット面積1.3cm²)，および無遮蔽GM4ガイガーカウンター(ターゲット面積4cm²)でも計測した．装置の運転条件は同一とし，水平ビームがワックスファントムに入射するようにした．操作室の端の観察窓近傍では，装置をオンにするとカウントは83cpm増加した．シンチレーションカウンターでは4,000cpmであった．加速器に最も近い1階の研究室では，装置をオンにすると約30cpm増加した．2階では2cpm増で，総カウントは10分間で1,500であった．この数字から，直線加速器による真のカウント数は，95%の信頼度で11cpm以下といえる．無遮蔽ガイガーカウンター(ターゲット面積10cm²)による1階のカウントは，1.5cpmと見積もられる．2インチ厚鉛遮蔽は，少なくとも3HVL(半価層)に相当することから，直線加速器によるカウントは設計基準を十分下回り，1階，2階のいずれの場所でもガイガーカウンターによる計測に干渉しないと考えられる．

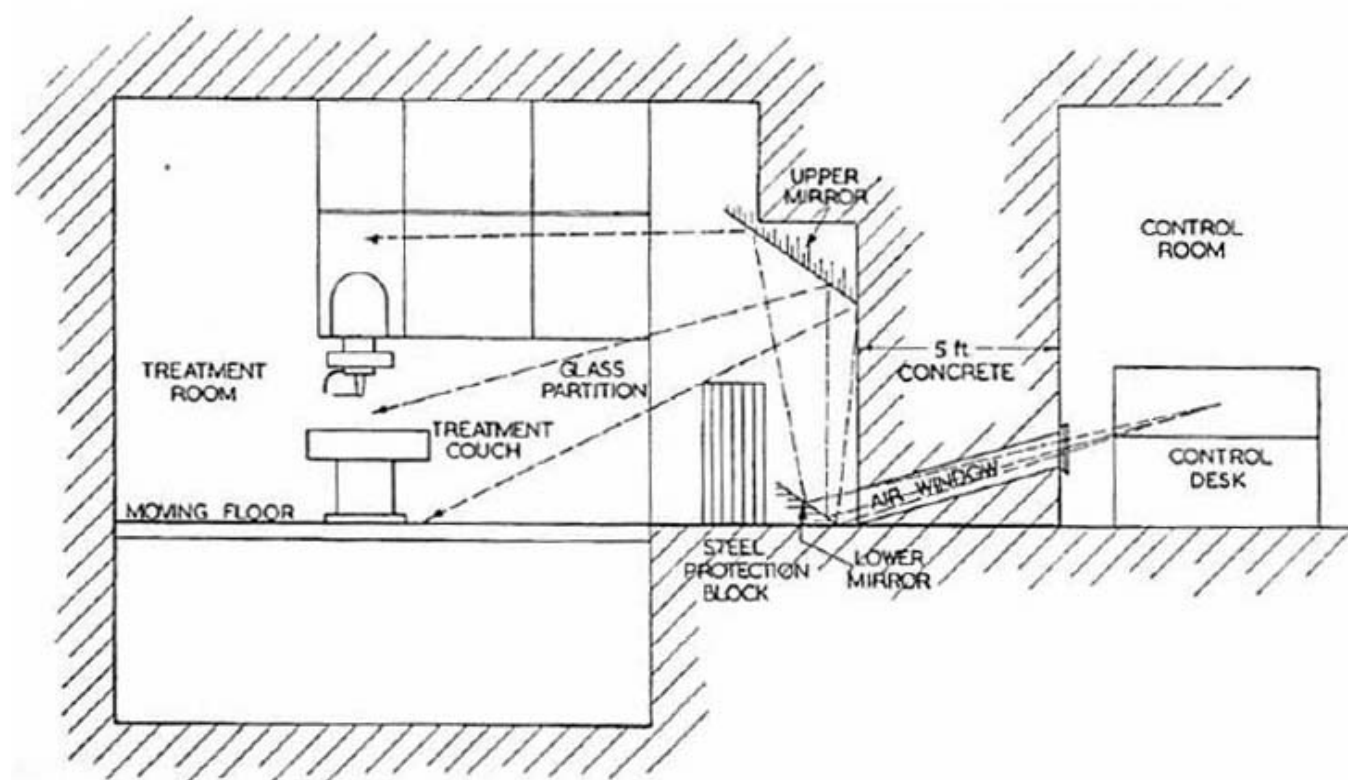


図4. 治療中に制御卓から患者を監視するための潜望鏡システム．

ビームの中心化

電磁石、ターゲットを含むX線照射ヘッド全体が加速管の軸に垂直な面内で回転することから、ヘッドの角度によらず焦点を固定するためには、電子線が正確に回転軸に一致して電磁石に入射することが必要である。焦点が移動すると、X線ビーム断面の強度分布はヘッドの角度に依存するようになる。電子線を中心化する（中心に集中させる）ためにこのヘッドの角度への依存性を除去する目的で、25分画電離箱を特別に設計した。この電離箱は、パースペクス製で、直径26インチ厚さ2mmのコイン型の空気層をもち、入射面には黒鉛を塗布し、前壁の厚さは2cmである。空気層の前面は分極電位に接続し、下面は接地する。下面は、直径2mmの25カ所の領域が溝で絶縁されている。この領域は、45度間隔の8本の放射線上で径6cm, 9cm, 12cmの位置にならんでいる。中心部にも1カ所絶縁域がある。これらの絶縁域は、それぞれ別の遮蔽ケーブルで操作室のセレクトスイッチを介して、直流増幅器につながっている。電離箱全体はX線照射ヘッドに取付けられ、空気層がターゲットから102cmの位置にある(図5)。これによって、任意のヘッド角度について、X線ビーム軸に沿う強度分布を非常に迅速に知ることができる。電子ビームの位置は、4対の収束コイルで変えることができ、電流を調整することによって、照射ヘッドの位置によらず強度分布の変動を3%以内におさえることができる。X線ビームの垂直方向から水平方向まで各位置における線量率の変化を表IIに示す。実際には中心化コイルは2対しか使用していない。

ビームの平坦化

電子ビームを中心化すると、X線強度は、既知の高エネルギーX線生成極座標図の形通りにビーム中心で最大となることがわかった。しかしビーム断面内の強度分布は対称性ではない。最も考えられる原因を図6に示した。電子エネルギーのスペクトルは非対称で(Miller 1953, 1954)、スペクトルのピークを超えてさらに偏向する低エネルギー電子のテール部分が存在する。この低エネルギー電子は、固定コリメータによって一側が対側よりも多く遮蔽される。これら2つの効果は、特別な変形円錐型アルミニウムフィルターを、電離箱直上でX線ビーム内に置くことにより除去できる。この形状を図7に示す。このフィルターの適切な形状は、下記に示すように、単一電離箱を遠隔操作してX線断面内の強度分布を計測することにより求められる。フィルターは、小さな照射野でも十分平坦化されるように、大きな照射野は過補償するように設計されている。図10～13に示す等線量図により、どの程度まで補償されるかがわかる。

ここで、ターゲット照射前に電子ビームを直角に偏向

することの問題点をまとめておく。

まず、X線の分布が照射ヘッドの角度に依存しないためには、電子ビームは回転軸に一致して磁石に入射する必要がある。電子ビームの位置は、ヘッドの角度によらずX線分布が均一であると同時に、いずれの角度でも一定の分布である必要がある。

次に、偏向磁石の電流は、電子ビームが固定コリメータのブロックの円錐孔の中心に入射するように制御する必要がある。さもないと多くの電子がコリメータの背後でターゲットにあたり、その側でのX線強度が著しく低下することになる(図6)。照射ヘッド内の平行板電離箱による計測値をもとに磁石の電流を調節して最大X線強度が得られるようにすることにより、所定の電子エネルギーに対して適切な設定を行なう。

最後に、磁石によって電子スペクトルが拡大するため、これによる非対称をX線ビーム内の変形フィルターで補償しなくてはならない。

等線量図

パースペクス壁の18cm角立方体水ファントム内を移動できる電離箱を使用して、等線量図を求めた。最大電離は、深度2cm弱の位置で得られ、計測体積の中心位置は前面から9mm以内に置くことができた。電離箱はマグスリップ[訳注:magslip:電磁コイルを使って2つの回転子(モーター)間で角度を送受信するデバイス。セルシンモーター]で駆動され、電離箱への信号はほぼ同構造の遠隔制御装置の同型マグスリップから供給される。図8にこの遠隔制御装置を示すが、詳細については別項を参照されたい(Bewley, 1954)。これは一対の交差ワイヤをもち、その動きに電離箱が追従する。交差ワイヤの下ランプとパラボラ鏡が、上方のスリガラスのスクリーン(図には描かれていない)に等倍像を投影する。スリガラスにグラフ用紙を取付ければ、交差ワイヤの交点の陰影(図中X)が常に電離箱の位置を示すので、計測値を直接プロットできる。電離電流は、Wynd(1950)が報告したバッテリー駆動の直流増幅器で計測する。電離箱が中心軸上の深部曲線ピーク値(通常深度2cm)の位置にある時を100として感度を校正することにより、計器の示度から深部線量百分率を直読できる。この計測システムは非常にフレキシブルで、満足なものである。

大部分の計測には、ゴム製Oリングにより防水したパースペクス電離箱(図9)を使用した。空気容積は $5 \times 2 \times 2$ mmで、5mmの面をビーム端に平行とし、ビームを横切る実効容積の幅は2mmである。この方法で得られた等線量図を図10～13に示す。

表面付近の線量は、2つの方法で計測した。まず、前面に0.02mm厚セロファン紙、その上にパースペクスを置いた電離箱を使用した。次いで、図9に示すよう

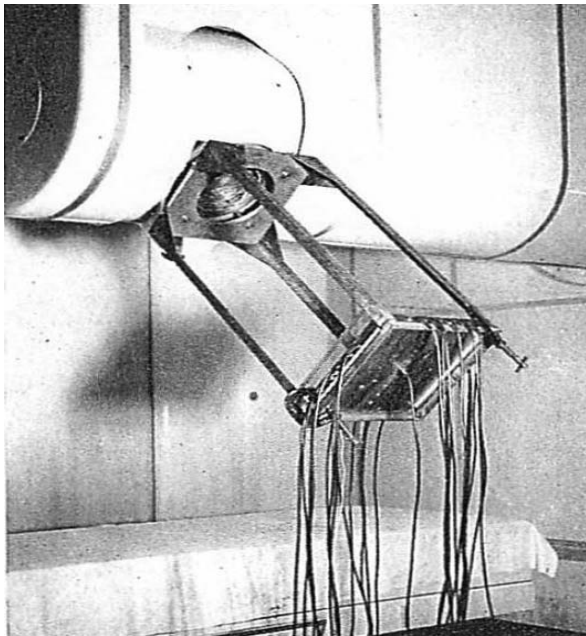


図 5. X 線照射ヘッドに取付けた 25 分画電離箱. X 線ビームの中心軸に直交する平面内の X 線強度を迅速に計測できる.

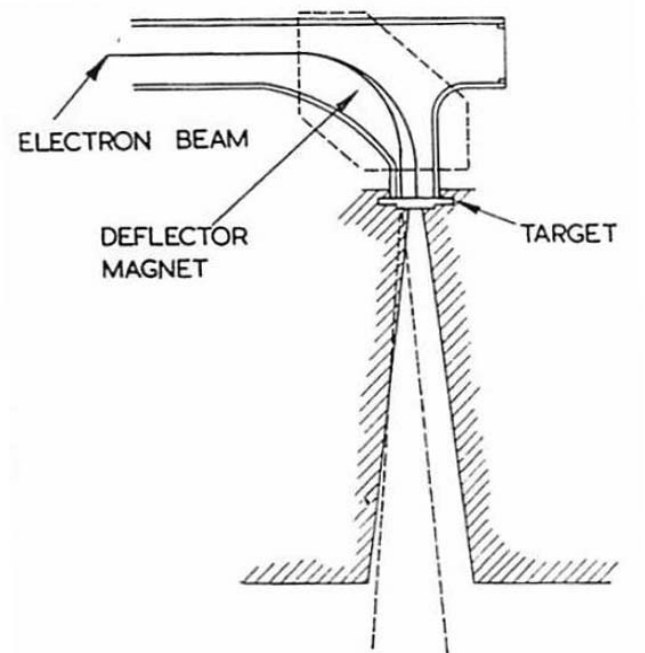


図 6. 低エネルギー電子による X 線吸収の不均一

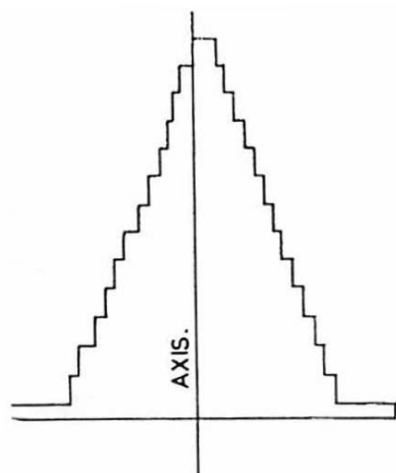


図 7. X 線ビームを平坦化して非対称性を補償するためのアルミニウムフィルターの形状.

表 II. ターゲットから 1m の距離における各所の垂直ビーム強度 / 水平ビーム強度比. 180 度方向は, 電子加速方向.

角度	中心からの距離			
	6cm	9cm	12cm	0cm
0°	1.00	1.01	1.005	
45°	0.99	1.005	1.015	
90°	1.00	0.99	1.025	
135°	0.995	1.00	1.02	
180°	0.995	0.99	0.99	
225°	0.995	1.005	0.975	
270°	1.015	1.00	0.99	
315°	1.015	0.995	1.00	
中心				1.02

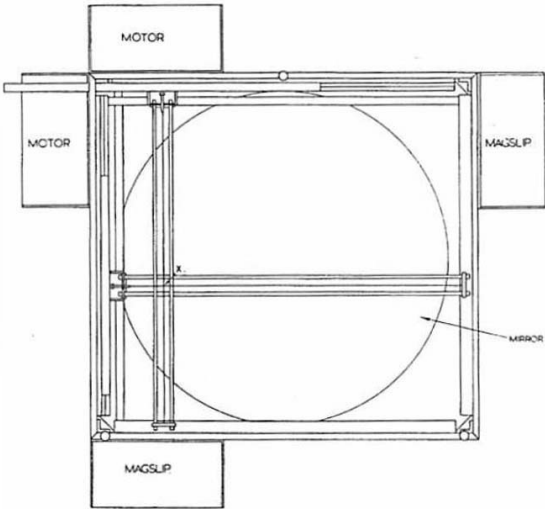


図 8. 等線量図プロット遠隔装置.

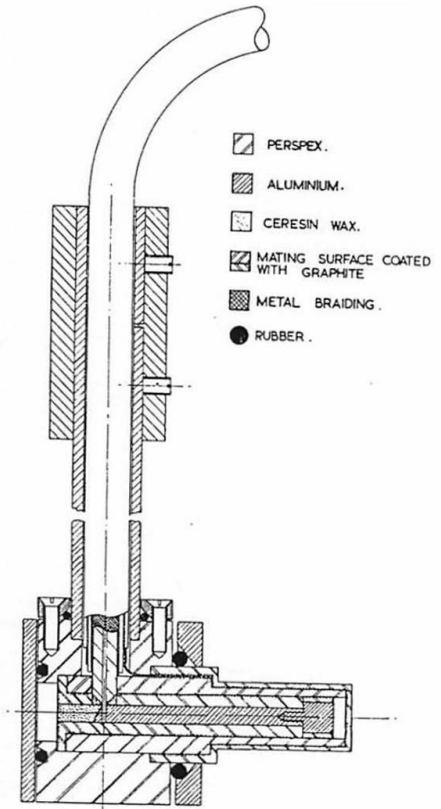


図 9. 等線量図作成のための防水電離箱

表Ⅲ . 8MeV 中心軸上の深部線量百分率.
 ターゲット距離 1m. ナロービームの吸収計測から得られた特性：鉛の場合 $\mu = 0.52\text{cm}^{-1}$, 1.33 cm HVL. 水の場合 $\mu = 0.043\text{cm}^{-1}$, 16.3 cm HVL. 水の値から、実効量子エネルギーは 2.6MeV となる.

深度	照射野の大きさ						
	4 × 4	6 × 6	8 × 8	10 × 10	12 × 12	15 × 15	20 × 20
0	10	11	13	15	17	20.5	24
2 mm	46	47	48	49	51	54	56
5	72	73	74	75	77	78	80
1 cm	92	92.5	92.5	93	93.5	94.5	95.5
2	100	100	100	100	100	100	100
3	97.5	97.5	97.5	97.5	97.5	97.5	97.5
4	92.5	93	93.5	94	94	94	94.5
5	88	88.5	89	89.5	90	90.5	90.5
6	83	84	85	85.5	86	86.5	86.5
7	79	80.5	81	82	82.5	83	83
8	75	76.5	77.5	78	79	79.5	80
10	67.5	69	70	71	72	72.5	73.5
12	60	62	63.5	64.5	65.5	66.5	67.5
14	54	55.5	57	58.5	59.5	60.5	62
16	48	49.5	51.5	52.5	54	55	56.5
18	42.5	44.5	46	47.5	48.5	50	51.5
20	38.5	40	41.5	43	44	45.5	47
22	34.5	36	37.5	39	40	41.5	45
25	29	30.5	32	33.5	34.5	36	37
30	22	23.5	25	26.5	27.5	28.5	29.5

な前面 0.12mm 厚，空気容積が直径 5mm × 厚さ 2mm の別のパースペクス電離箱を使用した．後者は垂直 X 線ビーム用で，遠隔操作のギアによって水ファントム内を上下できる．電離箱が表面に近い位置にある場合，電離電流が印加電圧の極性に軽度依存することがわかったため，平均値を使用した．

等線量図は，完全に対称ではない．非対称性は，偏向磁石の電流に起因するが，一部は平坦化フィルターの不完全さによるものである．25 分画電離箱の計測により，垂直面内の分布が水平面内とやや異なる事がわかったが，数 % 以下の非対称については放置とした．図 11 ～ 13 に示す等線量図は，軸の両側の平均をとることにより対称化している．臨床にはこのような等線量図を使用した が，3% 以上の誤差はなかった．

異なる照射野の大きさに対する中心軸上の深部線量百分率を表Ⅲに示す．照射野による差はほとんどないことがわかる．

異なるターゲットからの距離に対する表面とピーク間のビルドアップを計測したが，図 14 に示すようにその差はかなり小さかった．これは，Miller(1950), Howarth(1951) の報告とも一致する．小照射野の場合，現在よりも半影を小さくできる追加しぼり機構を予定している．図 12 から，10cm 照射野に対する半影は，ピークレベルの 10 ～ 90% の等線量線の間で 1.5cm であることがわかる．

主ビーム外では，幾何学的に予想されるよりも大きな線量率が計測されている．表面近傍では，おそらく空気あるいはしぼりの表面からの反跳電子によるもの

と思われる低レベルの等線量線の膨らみが認められる．このような電子は，1/16 インチ厚鉛で吸収でき，臨床用途では，主ビーム外の領域を鉛遮蔽する必要がある場合がある．さらに深部では，散乱線によるビーム外の線量率増加がみられる．図 15 にはこれを示す．ビーム外の空中 (in the air) 線量，および水ファントムの深度 2cm における強度を放射状距離に対してプロットしたものである．空中線量の計測は，壁厚 2.25c の円筒状ポリエチレンで覆った電離箱で行なった．曲線の差は，ファントムからの散乱線の影響を示している．さらに，しぼりを完全に閉じた状態でこれを透過する放射線が最下部の曲線である．10cm 照射野について，フィルター，しぼり，しぼり開口部のコリメータなどから散乱するかなりの量の硬 X 線が加わることがわかる．照射野が大きくなると急速に増加するが，これ問題は，特に積算線量への影響について後日詳報の予定である．

水ファントムの等線量図は，図 16 のように X 線ビームを斜入した場合についても計測した．深部線量率計測では，ピーク以下の深部での吸収による線量低下が，概ね逆二乗の法則に従うことがわかる．この結果，斜位方向ではピーク以下の等量線が，表面の角度とビームに直交する方向との中間に位置することになる．これは治療計画に便利なルールである．ピーク以前では通常，等量線は皮膚面に平行とみなされる．

治療計画の詳細については続報の予定であるが，図 17 は 2 つの照射野のみで得られる線量分布の例を示す．これに楔型フィルターを併用して，さらに主要線量の均一性が改善されることが期待される．

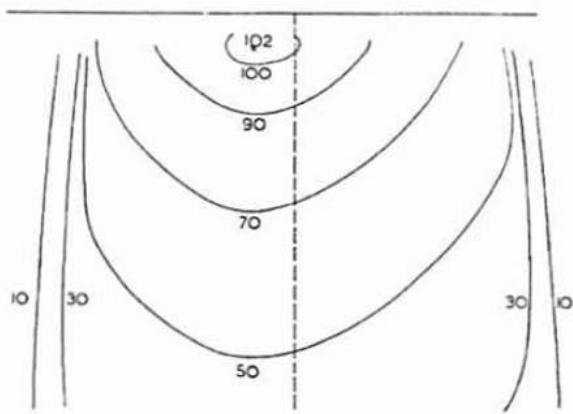


図 10. 水ファントムの等線量図 (照射野 20 × 20cm, ターゲット距離 1m, 平坦化フィルターなし)

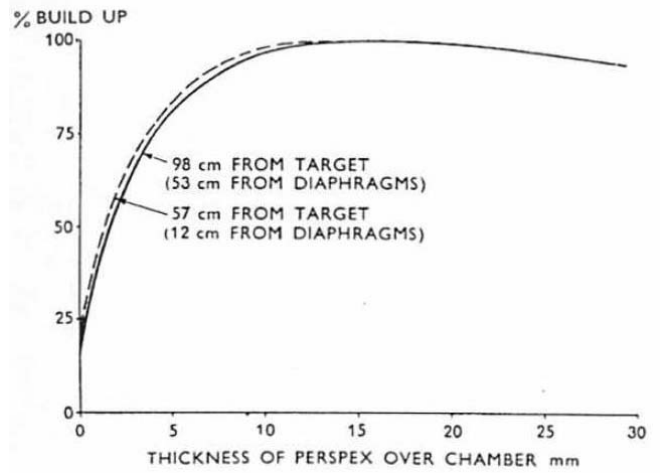


図 14. 2つの異なるターゲット距離におけるビルドアップ曲線. 照射野 8 × 8cm. 電離箱の前面は, 0.02mm 厚黒鉛添加セロファン.

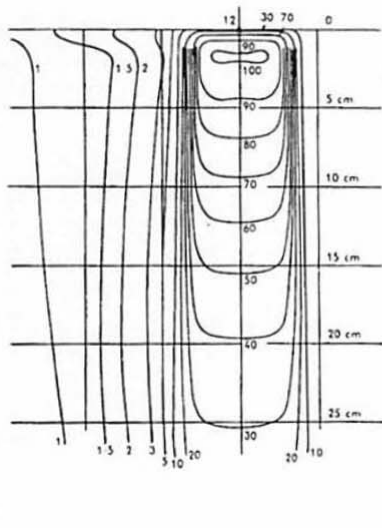


図 11. 等線量図 (照射野 6 × 6cm, ターゲット距離 1m, 平坦化フィルター使用)

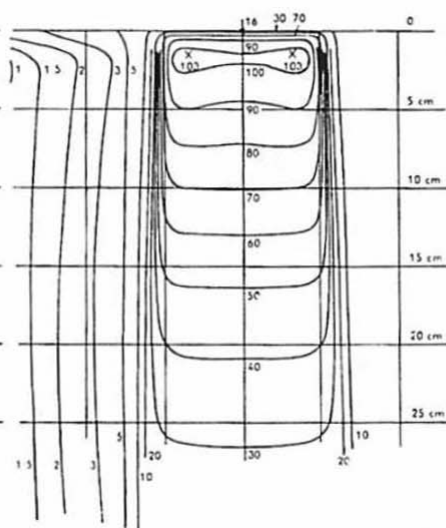


図 12. 等線量図 (照射野 10 × 10cm, ターゲット距離 1m, 平坦化フィルター使用)

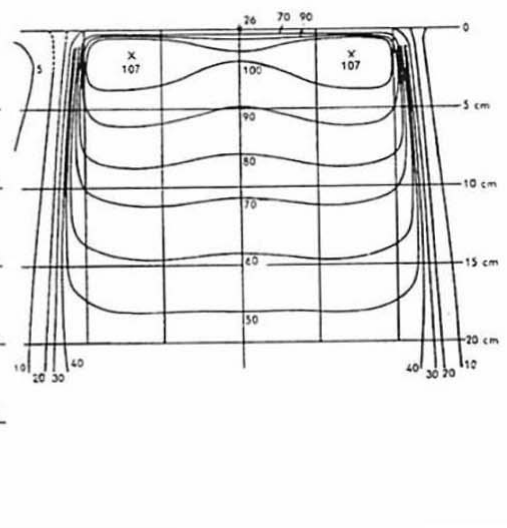


図 13. 等線量図 (照射野 20 × 20cm, ターゲット距離 1m, 平坦化フィルター使用)

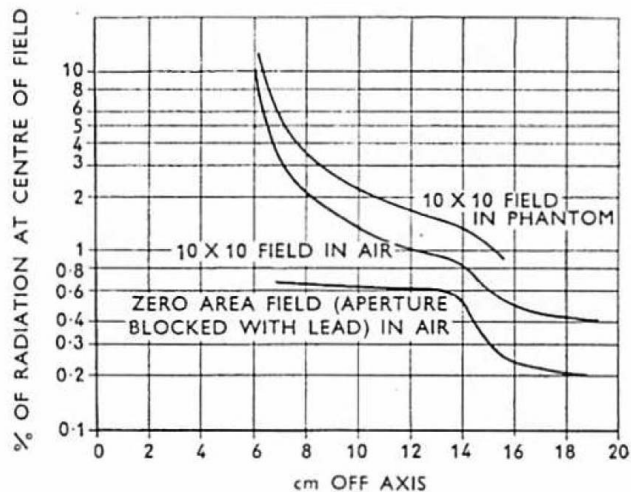


図 15. 様々な状態における主ビーム外の線量率百分率. ターゲット距離 102cm.

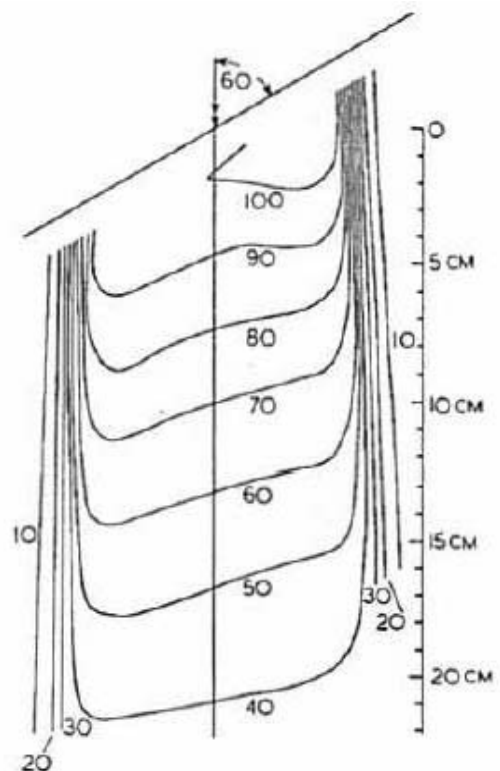


図 16. ファントム表面に 30 度の角度で斜入時の等線量図 (照射野 10 × 10cm)

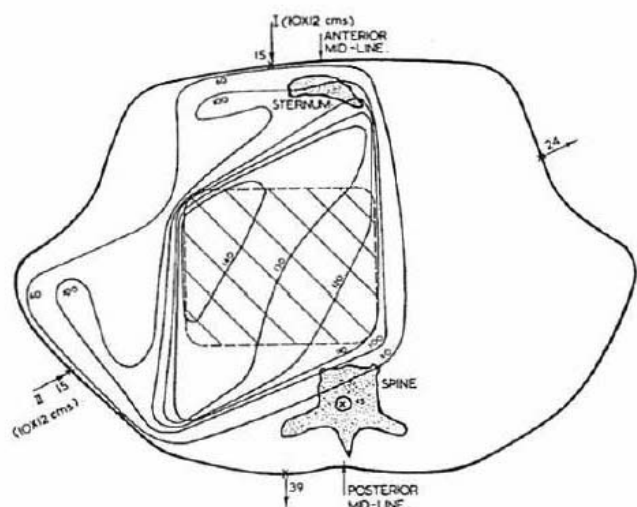


図 17. 肺癌の治療における非対向 2 照射野の線量分布. 皮膚, 脊髄の線量が低いことがわかる.

線量校正

患者に照射される線量は、照射ヘッド内の平行板電離箱により制御卓の線量計に表示される。線量率計は、線量率の概略値を示すのみである。線量計は、水ファントムの表面をターゲットから 1m の位置に置いた状態で、X 線ビーム上深度 2cm の位置における吸収値を示すように較正されている。単位は rad (100erg/g) である。この軸方向線量率は、照射野の大きさによって多少変動する。図 18 に、この変動を電離箱の補正係数として示す。4 × 4cm, 20 × 20cm 照射野で 7% の差があり、その約半分はファントム内の散乱線、残りの半分がコリメータからの散乱線である。この照射野による線量率の変動は、臨床的には無視しうるほど小さく、較正は通常 8 × 8cm 照射野で行ない、すべての照射野における線量計表示に使用される。

線量計の較正は、ベークライト黒鉛電離箱を直流増幅器につないで行ない、別のコンデンサー型電離箱でも確認した。電離箱を直径 10cm のリング状 $40 \times 5\text{mg}$ ラジウム管 (Amersham 社放射線化学センターで較正) の中央に置いた時の電離電流と比較した。ラジウム管は、散乱が最も少ないと考えられる物質で作った環状固定具 (jig) の上に置いた。補助実験では、固定具、ラジウム管からの散乱線は無視しうる程度で、固定具は電離箱の大きさに対して十分大きなものとした。ラジウム 1mg から 1cm の距離で 8.3r/時 、水中で 93 erg/g を 1r とする定義を使用した。この較正法は、最近他施設で多くのメガボルト装置の較正に使用されているもので、これらの施設の最新 NPL (国立物理学研究所) 値と比べて 3% の範囲に収まっている (1954 年 12 月)。

また、線量計の較正は、実効容積と壁の材質が様々に変更できる特別な電離箱で行なうようにしている。これは、ラジウムによる較正とは独立なものである。

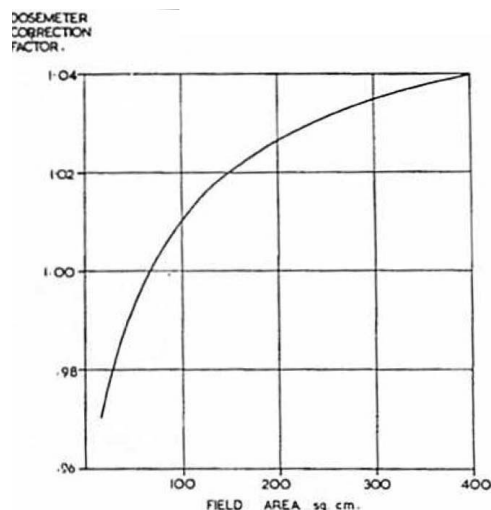


図 18. 異なる照射野に対する内蔵線量計の補正係数

臨床では、350 パルス / 秒、線量率 100rad/ 分としている。これは内蔵安定装置により、 $\pm 2\%$ の範囲に収められる。さらに正確な計測については、 $\pm 1/2\%$ の精度が容易に得られる微調整器が安定装置に組込まれている。線量計の示度を、線量率計の示度と照射時間の積と毎日比較してチェックしている。これによって直流増幅器の性能が大きく変動していないことを確認できる。さらに、少なくとも 1 か月に 1 回、別の電離箱でラジウムによる較正を行なっている。内蔵線量計は、100rad 以上の領域で非常に線形性に優れており、自動遮断機構は 2% 以内の精度で作動する。毎日の較正で、数週間の出力変動は 3% を超えないことがわかっている。

操作・運転経験

1953年9月以来、装置はルチンスケジュールで運転している。ウォームアップに時間を要するフィラメントと収束コイルは、毎日午前7時に自動的に電源が入る。午前9時に技術者が装置の電源を入れ、RF出力と周波数、X線出力、線量計と遮断回路の動作をチェックする。これに問題がなければ、技術者は装置の制御をメンテナンス室から放射線技師の制御卓に切替える。その後技術者は他の仕事をしているが、オンコール状態にある。装置の立ち上げ、チェックに要する時間は約10分である。

1953年9月から12月の3ヵ月で、約50名の患者の治療を開始した。1954年の12ヵ月間で、350名の治療を行なった。この15ヵ月間で、治療中の装置故障のために治療が遅れることは数多くあったが、その日に予定されている数名の患者を全く治療できなかったのは1日だけである。治療に影響せず、治療後に修復可能であった電氣的、機械的故障も数多くあった。このような故障は1号機では止むを得ないところであ

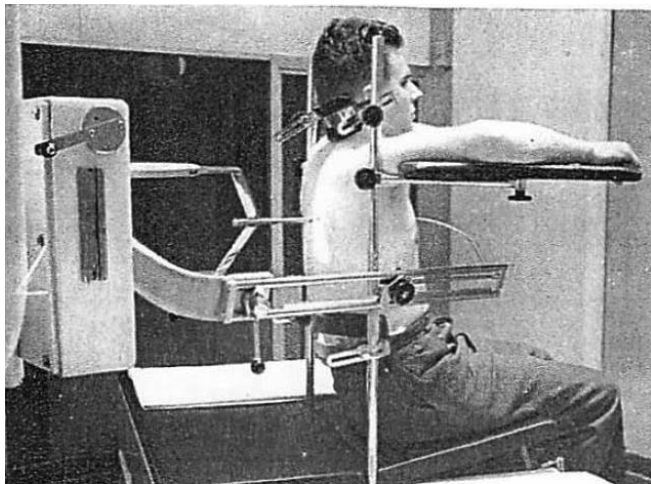


図 19. 治療椅子による肺癌の治療。前面 / 後面ポインター，照射野を示す照光システムが見える。

るが、次に述べるイグニトロンの問題を除けば、大きな機械的、電氣的トラブルがなかったことは特筆すべきである。

2MW マグネトロン (magnetron) の寿命はきわめて満足すべきものである。この真空管は 2 本使用したが、1 本は 1,500 時間以上、もう 1 本は 200 時間以上稼働した。一方、イグニトロン (ignitron) はより大きな問題を起こしたが、幸いなことにコストはマグネトロンの 1/5 である。イグニトロンは、電流パルスを高圧電源からパルス変換機を介してマグネトロンに送る水銀整流管である。初期には、イグニトロンの寿命は非常に短かく、50 時間以下で使用できなくなった。しかし管電流 (striker current) を 150A から 250A に増加させることにより平均寿命は 200 時間のオーダーまで延長した。以来イグニトロンが焼損して装置が停止するトラブルはほとんどない。

装置のメンテナンスは治療終了後ルチーンに行ない、また土曜日の午前中にも行なっている。

治療設備は基本的にすべて満足なものであるが、いくつか細かな機械的な改良が必要であった。治療寝台については、特に椅子が非常に便利であることがわかった。図 19 に、肺癌の治療のために寝台にセットした椅子を示す。照射野の設定に影響すること無くビームの方向を変えられるために、セットアップはかなり単純化できる。

謝辞

前述の計測に使用した電離箱、装置のほとんどを製作していただいた F. D. Pilling 氏、装置のメンテナンスの責任者で、計測につきも支援いただいた E. A. Wojcikiewicz 氏に謝意を表する。

要約

医学研究審議会がロンドンの Hammersmith 病院に接

地した 8MeV 直線加速器について述べた。X 線治療に最適に使用できるような物理学的計測について解説した。この計測には、放射線防護、ビーム平坦化、出力校正、等線量図がある。装置は通常、ターゲットから表面まで 1m の位置で水ファントムの深度 2cm の位置で一定の線量率 100rad/ 分で運転する。1953 年 9 月から 1954 年 12 月の期間で 400 名の患者を治療した。装置の運用について報告し、その結果は非常に満足なものであった。

【参考文献】

- BEWLEY, D. K., *Technique*, 1954, viii, No. 2, 15 (Muirhead, Ltd.)
 FLANDERS, P. H., Medical Research Council memorandum, *Protection in Linear Accelerator X-ray Heads*, 1951, and Medical Research Council drawing No. B.1530, 1949.
 FLANDERS, P. H., and NEWBERY, G. R., *Brit. Journ. Rad.*, 1950, xxiii, 355.
 FRY, D. W., HARVIE, R. B. R., S., MULLETT, L. B., WALKINSHAW, W., *Nature*, 1948, clxii, 859.
 HOWARTH, J. L., JONES, T. C., MILLER, H., *Brit. Journ. Rad.*, 1951, xxiv, 669.
 MILLER, C. W., *Nature*, 1953, clxxi, 297.
 MILLER, C. W., *Proceedings of the Institution of Electrical Engineers*, 1954, Part I, cl, 207.
 MILLER, H., *Brit. Journ. Rad.*, 1950, xxiii, 737.
Technique, 1954, viii, No. 2, 11 (Muirhead, Ltd.).
 WOOD, C. A. P., and NEWBERY, G. R., *Nature*, 1954, clxxiii, 233.
 WYARD, S. J., *Brit. Journ. Rad.*, 1950, xxiii, 101, 505.