

はじめに

がんは 80 年代以降日本人の死亡原因の第 1 位であり、全死亡者数の 3 人に 1 人ががんで亡くなる時代である。しかもがん患者は急増しており 2050 年には全死亡者数の半数近くの人のがんで亡くなるであろうとも言われている。がん治療の方法は主として外科手術療法、化学療法、放射線療法、免疫療法があるが、日本では外科手術療法が圧倒的に多く放射線治療は全体の 24% 程度である。一方米国ではがん患者の 65% 近くが放射線治療を受けており、また外科手術と比べ遜色のない治療効果を上げることで一般の社会に良く知られている。この両国の違いは、放射線治療に対する歴史や理解の違いと共に放射線治療に携わる人材の絶対数と保険点数に大きな隔たりがあることが要因となっている。がん治療においては生存期間・生存率の向上とともに、治療に伴う苦痛や副作用の低減、正常組織・臓器を温存し生活の質（QOL：Quality of Life）を向上させる低侵襲な治療が大切な要素となってくる。放射線治療が低侵襲でかつ高い QOL の治療方法であることは、理解はできるが、多くのがん患者の治療に供するためには、放射線治療装置の高精度化や高速、大容量化のみならず安価で小型で簡便に何時でもどこでも高度な放射線治療を受けられる事が可能なことも重要になってくる。ここでは放射線治療の歴史を述べるとともに、一般に使われる放射線治療とがん医療の現状と共に、次世代放射線治療のあるべき姿を述べる。

放射線治療用加速器装置と技術の歴史

がんの放射線治療の歴史は非常に古く、レントゲンが 1895 年 12 月に X 線を発見したそのすぐ翌月に最初の放射線治療が行われた。当時の X 線管はガス封入型であり、そのエネルギーは 5kV と非常に低く表在性のがんの疼痛が緩和された程度であったが 1913 年にクーリッジが熱タングステンカソードを利用した真空型 X 線管を開発して以来、1920 年代には 200kV～400kV の X 線管のがんの放射線治療に一般的に使われる様になった。しかし、これらのエネルギーでも X 線の殆どが皮膚表面に集中し深部治療は不可能であった。

1MeV 以上の電圧で最初に治療に使われた装置は、1930 年代に登場したコッククロフトワルトン型直流加速器であった（図 1）。この他にもマルクス型や共鳴トランス型、バンデグラフ型等の加速器が考察されたが、いずれも大型であり 2MeV のエネルギーを超える事は出来なかった。

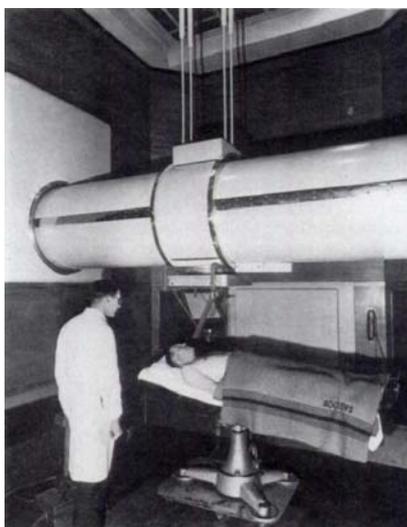


図 1：コッククロフト型放射線治療装置（1937 年）

ベータトロンは1940年にイリノイ大学によって最初に開発され、1942年にはGEが20MeVのベータトロンを製作し販売を始めた。1940年代後半には、シーメンス社やブラウンボバリ社も45MeVまでのベータトロンを開発し、その後リニアックが主流になるまでの長い間、高エネルギー放射線治療の中心として活躍した。1970年には世界で200台のベータトロンが医療用に使われていたが、加速出来る電流値が低く、従ってX線量が低い割にはマグネットが巨大で重く、ガントリーに乗せて回転させるのに不適當であった。

1950年代になってコバルト線源による放射線治療が始まったが、やはりエネルギーは1.17MeVと1.33MeVのガンマ線であり、これも深部にX線量を到達させるには不充分であった。リニアックという言葉は、リニアックセラレータ（直線加速器）から作られた言葉であり、文字通り荷電粒子が直線で加速される。ラジオ波（RF）を使って直線加速するアイデアはスウェーデンが最初であった。電子加速に関しては1940年代になって大電力のマイクロ波の発生が可能となって初めて実現された。それは皮肉にも第2次世界大戦中に大西洋でドイツのUボートの出現を阻止するためのレーダーの技術開発のために、現在の殆どの治療用リニアックに使われているマグネトロンやクライストロンの開発が始まったからである。1946年イギリスにおいて最初にマイクロ波リニアックが開発され、1953年にハースミス病院で2MWのマグネトロンと3mの長さのリニアックを使って8MeVのX線による治療が始まった。その最初のガントリーマウントタイプのリニアックはリニアック室に比べて長すぎるため120°程度の回転は可能であったが30°の部分は床を動かして治療するというシステムであった（図2）。

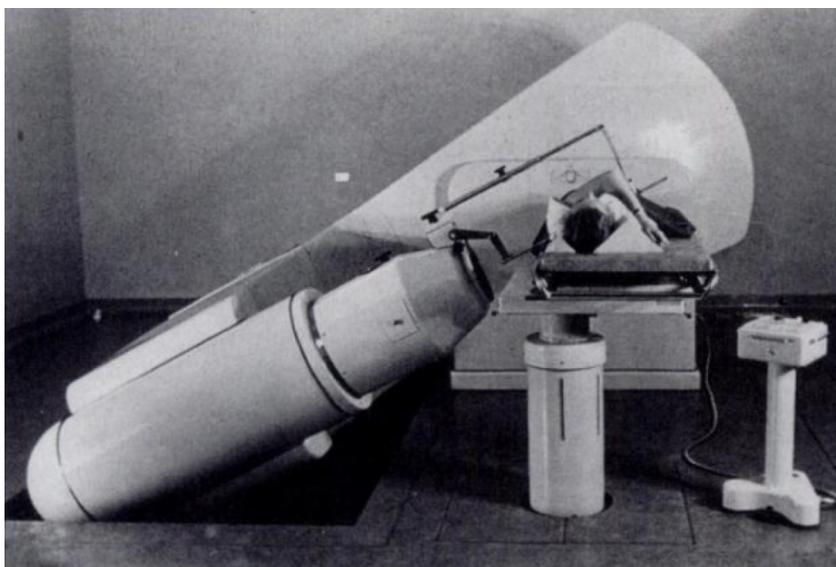


図2：最初のガントリーマウントタイプリニアック

一方米国ではスタンフォード大学の物理工学部のマイクロ波研究室でエド・ギンツトンやビル・ハンセンにより医療用リニアックの開発が始まり、当時サンフランシスコにあったスタンフォード大学病院に最初に納入された。このリニアックは進行波型で長さが1.65mもあり、当時開発されたばかりの1MWのクライストロンが使われ1954年に治療が始まった（図3）。最初の患者は2歳の男児であり眼球後部に出来たがんが治癒され、命を永らえる事となった。



図 3 : 1956 年 6MeV リニアックのスタンフォード大学病院の最初の患者

患者がリニアックの中心に位置するアイソセントリック型リニアックは当初、スタンフォード大学とバリアン社の産学連携プロジェクトとして 1950 年代後半から始まり、1962 年に新しくなったパロアルトのスタンフォード大学病院に初号機が納入された。これが世界で最初の 360° ガントリー回転可能なリニアックであり、1.5m の長さの進行波型加速管（図 4）と 90° のベンドマグネットを使い（図 5）、2MW のマグネトロンのパルスマイクロ波が加速管に供給され 6MeV 電子を加速しそれを重金属ターゲットに当て X 線を出すシステムであった。（図 6）

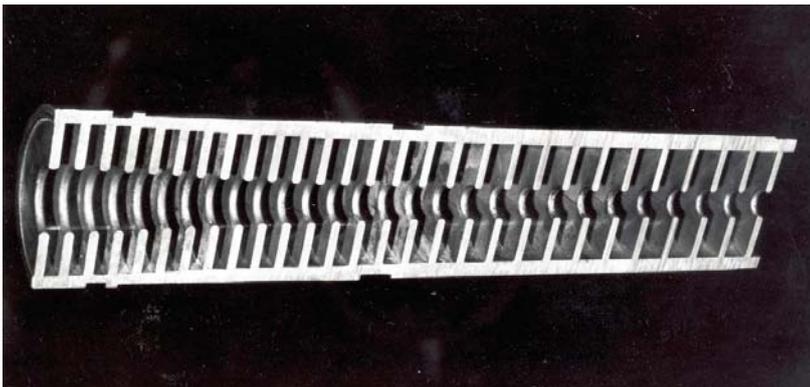


図 4 : 1.5m 長の進行波型加速管

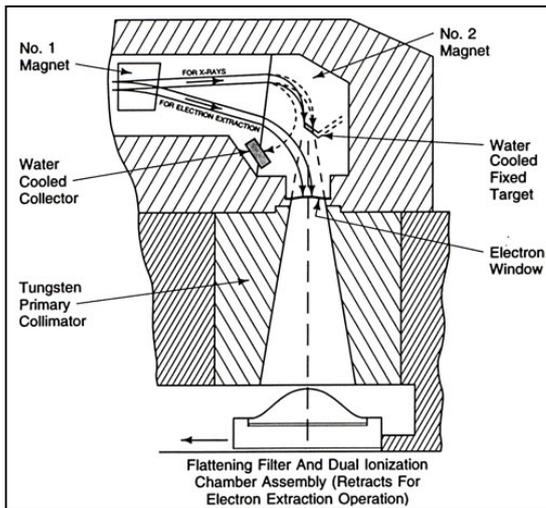


図 5：電子ビームのベンディング（電子線とX線を別けるタイプ）

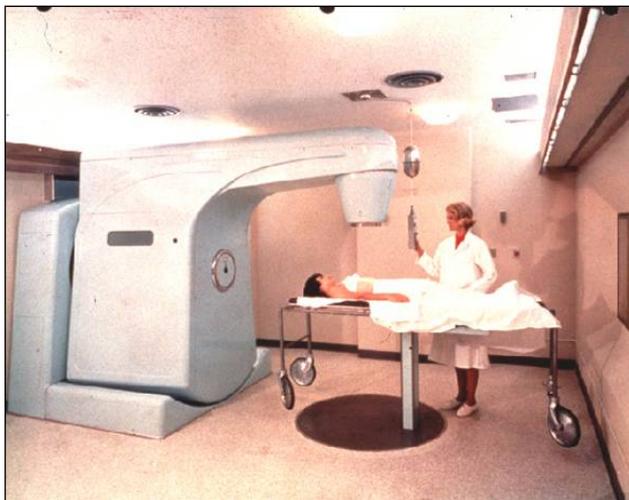


図 6：世界最初の 360° ガントリー回転型医療用リニアックシステム

その後、加速管に改良が加えられ 1968 年にロスアラモス研究所のエドナップ達によりサイドカップル型の定在波加速管が開発された。この技術を使って加速管長が 25cm、マグネトロン出力 1.8MW で 4MeV の加速が可能となった事によりベンドマグネットの無いアイソセントリックのリニアックが開発された。これはサイドカップル型の加速空洞がそれまでの進行波型と比較して加速効率（シャントインピーダンス）を 60%改善出来た事で可能となった。それ以後の一番大きな改良は 1970 年代後半にエネルギー可変の加速管が開発されたことであり、これによってスペクトラムの揃った低エネルギーと高エネルギーの電子ビームが同じ定在波加速管から加速可能となった。

現代の医療用リニアックは主に 2 種類に分けられ、ひとつは加速管が患者方向に向いているストレートビーム（インライン）型（図 7）と、加速管が患者と平行になるベントビーム型（図 8）に分けられる。また、図 9 にバリアン社のベンドビーム型エネルギー可変加速器と X線ヘッドの透視図を示す。この中の電子銃、リニアックの部分に次に少し詳しく説明する。

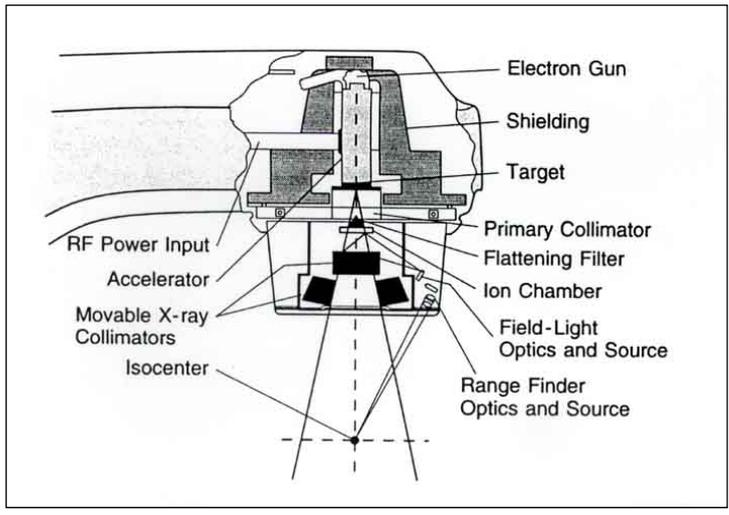


図 7 : ストレートビーム (インライン) 型リニアック

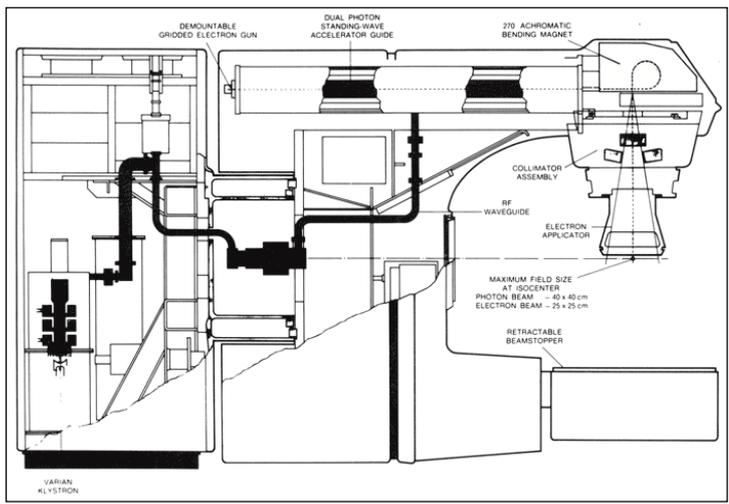


図 8 : ベントビーム型リニアック (バリアン社)

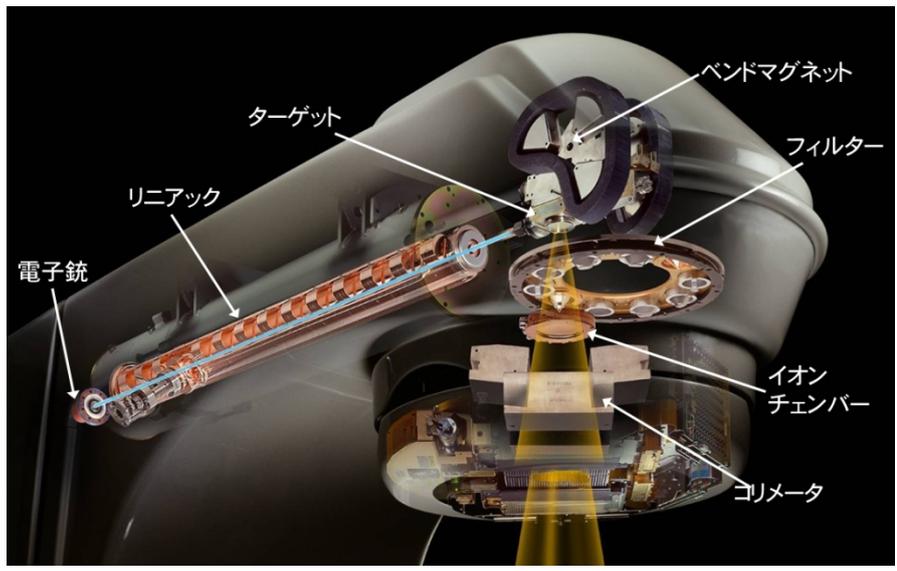


図 9 : X線ヘッド部の透視図 (バリアン社)

医療用加速器の現状

現在医療用で使われている加速器の殆どは定在波加速器と呼ばれているタイプのものであり、電磁波は結合された空洞共振器内に閉じ込められてその定在波の電界によって電子を次々に加速する構造となっている。定在波の加速管は、一般にシャントインピーダンスが高くとれるが、入力電力ポートにサーキュレータを必要とする。進行波加速管はサーフィンそのもので、加速電場の動きと共にその波に乗って電子が加速される。世界中の多くの研究用の加速器システムではこの進行波型の加速管が使われている。表1に S-Band (3GHz) における TW と SW の各パラメータの比較を示す。

	進行波加速管	定在波加速管
シャントインピーダンス ($M\Omega / m$)	~55	~100
ビーム穴径 (mm)	~22	~6
加速モード	$2\pi/3$	$\pi/2$
表面加速電場比	~2.5	~5.5
群速度 (v/c)	0.012	0.03
最大加速電流 (A)	~2	~0.5
カップラー構造	複雑	単純
カップラー位置	最初と最後	中心
サーキュレータ	不必要	必要

表1 : S-Band (3GHz) における TW と SW の比較

定在波加速管の断面内部構造を図10に、また図11にバリアン社の4MeVの加速管の写真を示す。

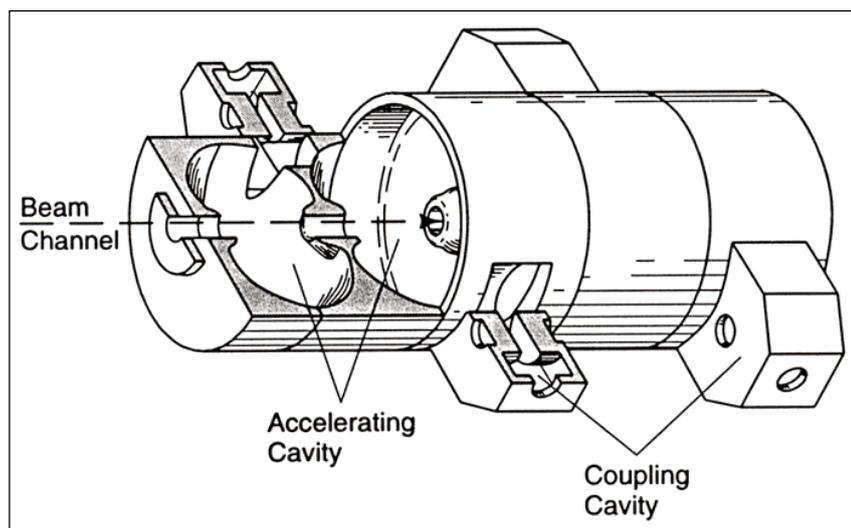


図10 : サイドカップル型定在波加速管構造

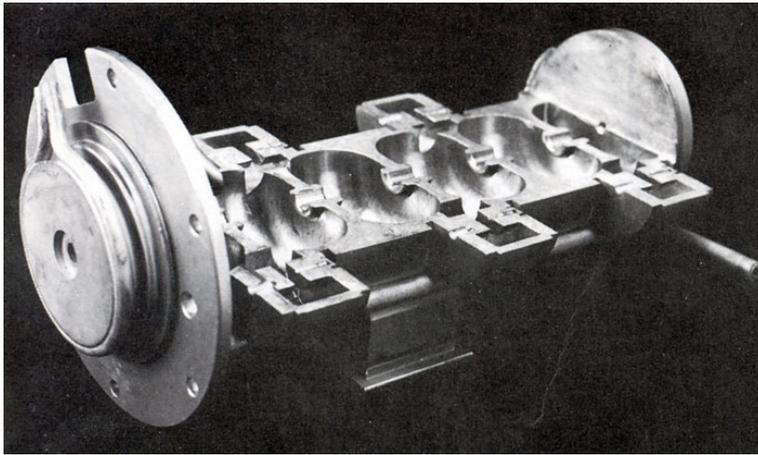


図 11 : 4MeV 加速管とターゲット (バリアン社 CL-4)

図 12 に 10MeV の定在波加速管の構造を示すが、電子銃から出た電子を効率良く集群させる為に最初の 4 個のキャビティは中心部のキャビティに比べて短く設計にされている。これは前項で述べた様に、入力された電子の速度が光に比べて格段に遅い為である。この部分は電子の速度と電磁波の位相とを合わせる部分であり、バンチャーと呼ばれている。

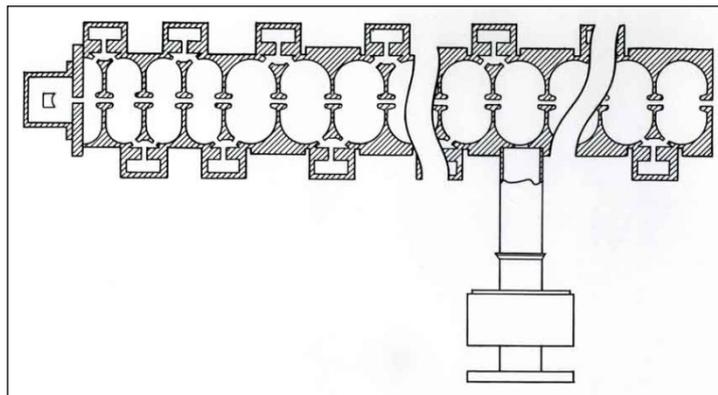


図 12 : 10MeV サイドカップル型加速管構造

定在波加速管においては一般に出力エネルギー V (V) は加速電流 i (A) と以下の様な関係にある。

$$V = \frac{2\sqrt{\beta_0}}{1 + \beta_0} \sqrt{P_0 r \ell} - \frac{r \ell}{1 + \beta_0} i$$

ここで β_0 は入力とのカップリングファクター、 P_0 は入力電力、 $r(= ZT^2)$ は実行シャントインピーダンス、 ℓ は加速管長であり、この関係式をビームロードラインと呼ぶ。即ち、加速電流を増すと実効的に電力が電子加速に奪われる事によって出力エネルギーが減少する。出力ビームのエネルギースペクトラムは、加速管設計でも特にバンチャー部の設計と、入力電力、加速電流値によって大きく変わる。

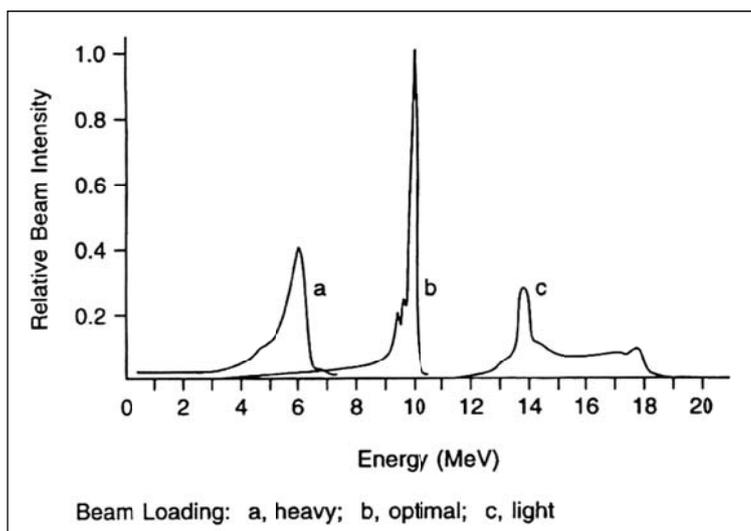


図 13 : 出力ビームのエネルギースペクトラム

図 13 を参照して分かる様に、10MeV に設計された加速管を使ってビーム電流が最適化されると丁度 10MeV でビームスペクトラムが揃っているが、加速電流を下げるとエネルギーは上がるがスペクトラムは悪くなり、電流を上げると加速エネルギーは下がって最適のバンチ条件から外れ、やはりスペクトラムが悪くなる。

ビーム電流や入力電力を変えたり、また、マイクロ波発振の周波数をずらしたりしてビームエネルギーを変えると、殆どの場合エネルギースペクトラムが図 13 の様に劣化する。そこで、1978 年に考え出されたのがエネルギースイッチという方法で、カップリングキャビティの電磁界バランスを変え、その隣り合った加速キャビティの加速電界の比率を変える事でバンチャー部の加速電界を一定に保ちながら後段の加速の電界を変える。これにより、図 14 に示す様にスペクトラムを劣化させる事なく広い範囲でビームエネルギーを変える事が可能となった。

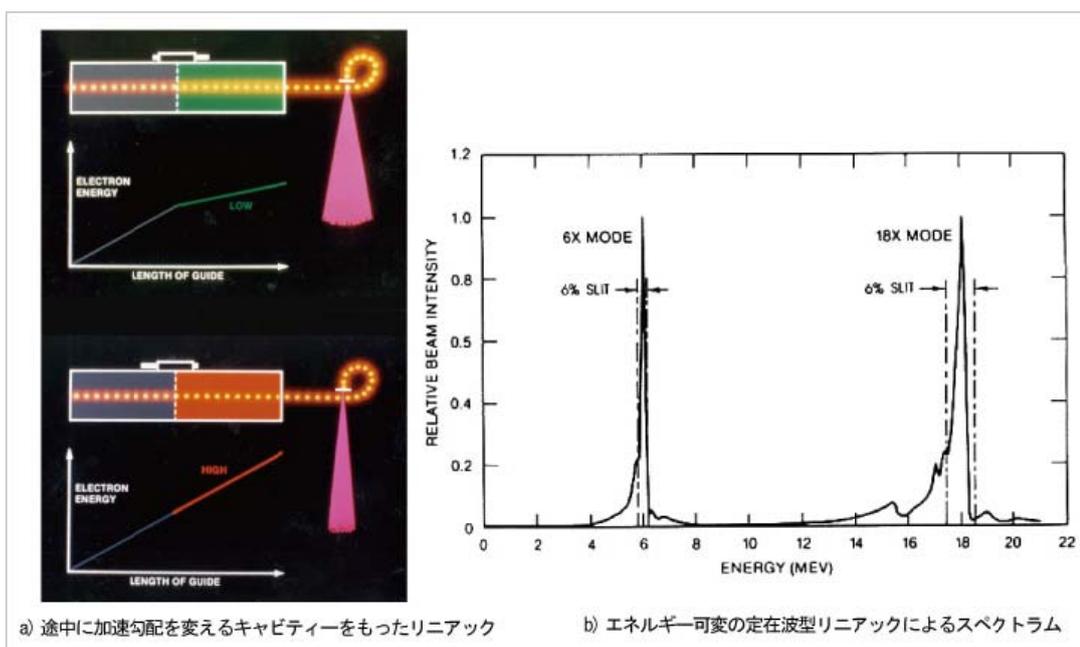


図 14 : エネルギー可変のリニアック

医療用に使われるリニアックにマイクロ波電力を供給するのに2種類のマイクロ波電子管が使われる。一つはマグネトロンであり、一般に図7のストレートビーム型装置に使われ、回転ガントリーの中に乗せられている。もう一つはクライストロンであり、図8のベントビーム型リニアックに応用され、電圧が110kVと高い為に回転ガントリーには設置出来ず床置きとして使われる。図15にマグネトロンの内部構造を示す。

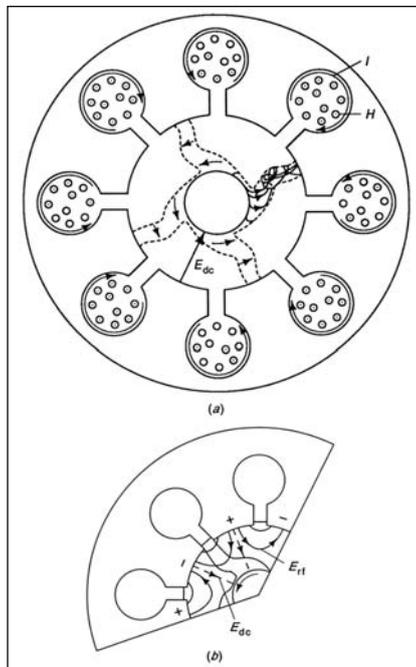


図15：マグネトロンの構造

マグネトロンは、カソードアノードが円筒状になっており、アノード側に図に示す様な丸い共振器がN個並べられており、加速された電子は磁場によって曲げられると共にバンチをし始め、この電子雲が共振器近くを動く事でマイクロ波を自励発振する。マグネトロンは一般に π モードで運転する様に設計されているが、反射や熱や磁場の変化によって他のモード($\pi \pm 1$)にロックして不安定となるモーディングと呼ばれる現象が起こる事がある。一方クライストロンは信号源が別に必要であり(RFドライバーと呼ばれる)、この信号を増幅する事で大電力のマイクロ波を得る事が出来る。図16にクライストロンの断面を示すが、クライストロンの構造はリニアックと似ており、電子銃で加速された電子がRFドライバーの電力でバンチされ、出力部にある出力共振器のギャップに大電力のマイクロ波を発生させる。表2に医療用に使われているマグネトロンとクライストロンのパラメータの比較を示す。

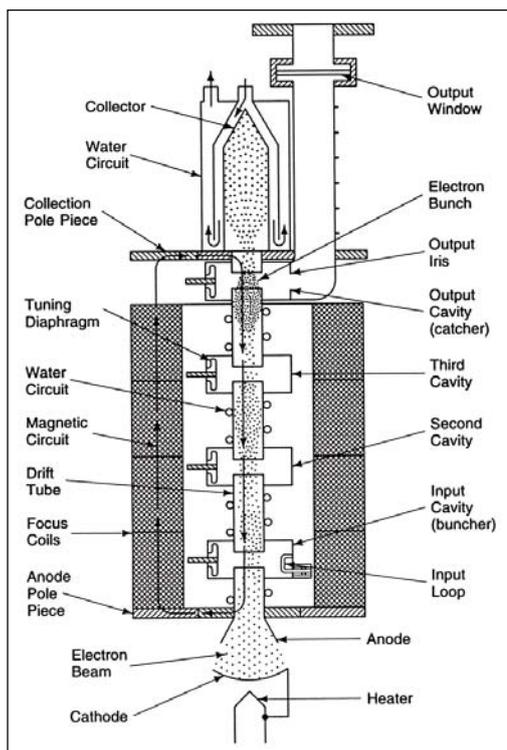


図 16 : クライストロン

	マグネトロン	クライストロン
周波数 (MHz)	2998	2856
アノード電圧 (kV)	47	127
アノード電流 (A)	105	92
ピーク出力電力 (MW)	2.6	5.5
平均電力 (kW)	2.4	2.8
効率 (%)	52	47

表 2 : 医療用大電力マイクロ波電子管のパラメータ比較

これらの大電力のマイクロ波をリアックに伝送するのに様々な導波管コンポーネントが使われるが、マイクロ波管の出力方向から順にサーキュレータ (図 17) を通してロータリージョイント (図 18) と続く。サーキュレータは、フェライトのテンソル性を使ってマイクロ波の電力を一方方向には伝えるが反射して来た電力を元のポート(マイクロ波源)に戻さない様に設計されている。サーキュレータは 2 つのタイプがあり、マイクロ波を 2 つに分けて反射と透過のそれぞれのマイクロ波の位相をずらす位相型 (4 ポートサーキュレータ) と、図 17 に示すフェライト内でマイクロ波のモード回転を使った Y ジャンクション型 (3 ポートサーキュレータ) がある。

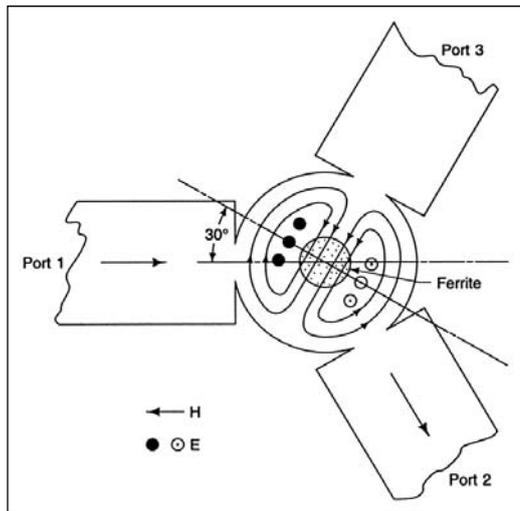


図 17 : Y ジャンクション型 3 ポートサーキュレータ

ロータリージョイントは図 18 に示す様に、導波管に回転を加えつつ電力を伝送させるもので、元々はレーダーの為に開発されたが医療用加速器では床に置かれたクライストロンと回転ガントリーに置かれた加速管とを結ぶ役目をする。

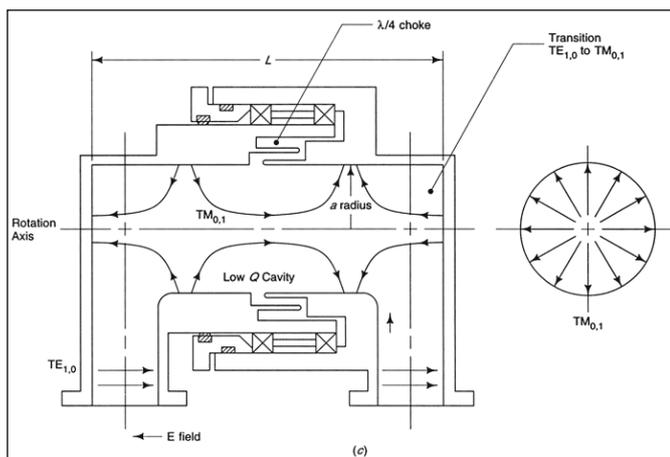


図 18 : ロータリージョイント

医療用加速器の現況

現在、全世界に電子リニアックによる放射線治療装置は 7,600 台近くあり、1 日 15 万人以上のがん患者がこの加速器技術の恩恵を受けている。国内では 800 台近くが稼動しており、年間 17 万人が放射線治療を受けているが 3 分の 1 のがん患者には主に緩和治療として使われている。現在医療用リニアックは、世界で年間 650 台、国内では 55 台ほどが販売されている。特に米国では新機種が次々に開発、販売され、5~6 年に一度のサイクルで新装置に入れ替える事で新規患者数を増やして行くというビジネスモデルが定着しつつある。表 3 に各社の加速器システムのパラメータを纏めてみた。

電子線型加速器による X 線治療は、患部の大きさ形状に合わせた X 線を照射するためのコリメー

タを用いた原体照射によりがん組織を選択的に照射できるようになってきた。また 2次元平面で中心（アイソセンター）に対し 360° 回転するガントリーを用いた定位放射線照射により正常な組織を避け、がん組織を選択的に照射できるようになった。これらの機能に加え最近の治療装置は放射線の強度を変化（変調）させ照射する強度変調放射線治療（IMRT）により、計画された放射線線量を正確に患部に照射することが可能となってきた。それにより正常組織への不要な線量を低減させることができるようになった。

IMRT において選択的にがん組織に X 線を照射するためにマルチリーフコリメータ（MLC）が用いられている。MLC は X 線を遮蔽するのに十分な厚さを持った幅数 mm のタングステン等の金属板（リーフ）を集合させた構造で、各リーフを機械的に駆動しがん組織形状に合わせた X 線照射野を形成することができる。

放射線治療の手法として、米国では全施設中 75% で IMRT 治療が行なわれているが、日本国内では現在のところ 2% 以下である。一方、国内での粒子線治療施設は 9 箇所稼働しておりこれは世界の粒子線治療施設数の 5 割にあたるが、治療実績は全てを合わせても年間 2,500 人程であり、過去 3 年で X 線を使った世界の放射線治療患者数 300 万人に対して 0.2% 以下にしか過ぎない。X 線治療においては現在 SRS、SRT の市場が年率 25% 以上の伸び率で当分の間伸び続けると思われる。今後、IGRT と IMRT を組み合わせた治療と SRS や SRT にゲーティングを組み合わせた治療が主流となって来るので、加速器システムは安定性のみならず X 線出力やビームの時間コントロールが大切なファクターとして要求される。

	バリアン	エレクタ	シーメンス	トモセラピー	アキュレイ	ブレインラボ
製品名	Trilogy	Synergy	Oncor	Hi-Art	CyberKnife	Novalis
X線エネルギー	4,6,10,15,18,20,23 のうち3種類	4,6,10,15,18,25のうち3種類	6,10,15,18,20,23のうち2種類	6	6	6
電子エネルギー	4~22MeV (4,5,6種類)	6,9,12,15,18,25	5~21MeVのうち6種類	N.A	N.A	N.A
電子銃	三極管	二極管	三極管	三極管	三極管	二極管
ビームオン時間	0.5秒以下	1秒以下	0.25秒	20ミリ秒		
照射野(Max)	40×40cm ²	14×21cm ²	20×40cm ²	5×40cm ²	6cmφ	10×10cm ²
X線出力	600cGy/min (1000cGy/min SRS用15×15cm ²)	600cGy/min	500cGy/min (1000cGy/min 5×5cmフィールド用)	850cGy/min	400cGy/min	800cGy/min
SSD	100cm	100cm	100cm	85cm	80cm	100cm
マイクロ波周波数	2856MHz (S-Band)	2856MHz (S-Band)	2998MHz (S-Band)	2998MHz (S-Band)	9300MHz (X-Band)	2998MHz (S-Band)
マイクロ波源	クライストロン (5.5MW/5KW)	マグネトロン (5.5MW/3KW)	クライストロン (7.5MW/6KW)	マグネトロン (2.6MW/3KW)	マグネトロン (1.5MW/1.2KW)	マグネトロン (2.6MW/3KW)
加速管長	1.3m	2.5m	1.3m	30cm	60cm	30cm
加速管	サイドカップル型	進行波型	サイドカップル型	サイドカップル型	サイドカップル型	サイドカップル型

表3：世界の放射線治療用リニアックパラメータ

次世代の医療用小型加速器とシステム

電子ビームエネルギーが 10MeV 程度で長さが数 10cm 程度の小型加速器の開発は最近まであまり話題にはならなかった。小型加速器のコンセプトは、研究用の大型の加速器の開発において必要であった高電界加速の技術の延長線上にあり、最近のマイクロマシニングの技術や材料、加工、真空の技術の進歩とあいまって可能となりつつある。一般に研究用の加速器は長さが少なくとも数十m以上であり、いわゆる応用で考えられる小型という定義から外れている。

図 19 に高エネルギー物理実験用加速器の開発で行なわれた加速電界の上限と周波数の関係を示す。現在短パルスで変調された 3GHz のマイクロ波による真空中での最大電界は約 300MeV/m であり、これは実に 1cm で 3MeV の加速が可能であることを示唆している。また、加速電界を上げるには高い周波数が望ましいが、その周波数に対応するマイクロ波電源が問題となる。

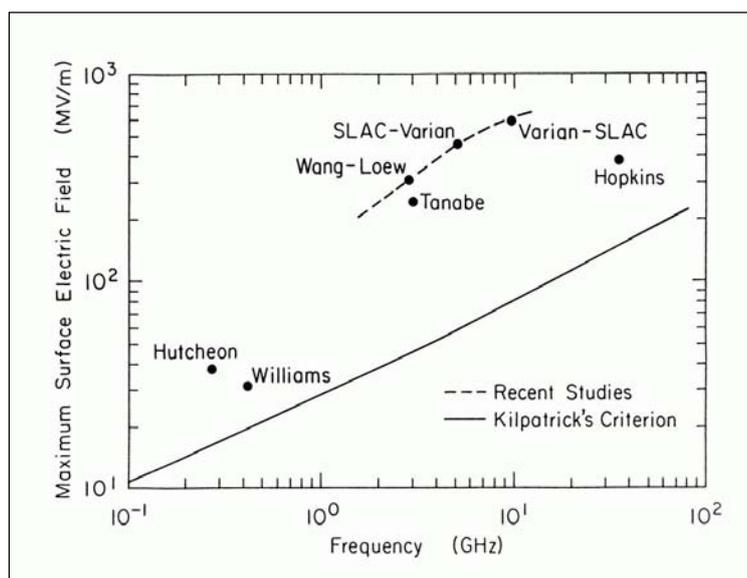


図 19 : 最大加速電界と加速周波数

実際問題としては、100MeV/m 程度の加速は可能であり、たった 1mm のギャップで 100kV の加速電圧が得られる事になる。この様に加速管の長さが 20cm 程度で 10MeV の電子加速は可能ではあるが、加工精度、表面処理、材料、真空、熱等の面で加速管の製造コストは上がってしまう。また、高電界加速をする為にはピーク出力電力の高い電子管が必要となり、これもボトルネックとなる。将来の X 線の放射線治療装置に必要な電子加速器の仕様を表 4 に示す。

線量	1Gy/sec
X線ビーム位置精度	0.1mm
加速管長	25cm 以下
ビームエネルギー (X線)	2~10MeV (可変)
ビーム時間精度	10nsec

表 4：将来の医療用加速器の仕様

この場合、加速電界として 50MV/m 程度が必要で、同時に線量を上げる為、平均ビーム電流量を上げる必要があり、現行のリニアックの 10 倍近いビームを加速する必要がある。また、変換された X 線ビームの空間精度も 0.1mm と現在の 10 倍の精度が必要となるだろう。この時に問題となるのは加速器自身と電子ビームのエネルギーを X 線に変換するターゲット部の熱問題であろう。

次世代放射線治療装置の開発

現在、株式会社アキュセラでは NEDO 委託事業として、直径 1cm 以下の早期がんや直径 1~3cm 以下の定位放射線治療対象のがんに対して多軸ロボットを使って全方位から集中照射させる次世代放射線治療装置の開発を行っている。この放射線治療の特長は、「がんの部位・種類を問わず、画像診断にて、直径 1cm 以下であっても可視化が可能であれば、“一刻も早く、痛みなく、機能を損なわずに治す”ことが期待できる治療法」である。放射線治療において、がんが約 1cm 以下であると、20Gy を 3 回 (60Gy/3 回)程度の大線量を与えることができれば、がんの組織型や原発部位に関わらず、90%以上の確率で制御できることがわかっている。一方で、直径 1cm を超える頃から低酸素細胞が増加し、がんは放射線に対して抵抗性になることもわかっている。従来の診断法で発見される 1cm 以下の小型がんや本プロジェクトで実現する超早期高精度診断システム等にて可視化される超早期癌に対し、これら画像に基づいた治療計画作成を行い、体内の臓器の動きに対する正確な動体追跡技術にて照準し、小型高出力 X 線ビーム発生装置にて精緻な照射を行い、実際の照射内容をリアルタイムに検証する事が可能となる。すなわち微小がんの形状と位置と治療ビームの線量と位置を同時にリアルタイムに検出しながら連続的に X 線ビームを集中照射させる事の出来る放射線治療システムである。このプロジェクトではより小さな、また複雑な形状のがん組織への集中的な X 線照射を可能とするために、MLC を用いずに細い様々な形状の X 線ビームをダイナミックに成形できるダイナミックコリメータと小型加速器システムとロボットとを合体することによりピンポイントで照射可能な装置の開発を目指している。X 線発生照射装置を 3 次元的に動かすためには特に加速器の小型軽量化が必要になる。そのため一般の治療用加速器の周波数 (S バンド) より高い X バンド帯域のマイクロ波を使用することで高効率化と共に小型軽量化を図っている。またこの加速器の技術を基に、更に微少 X 線

束を体幹部に集中照射可能なヘッドと患者ベッドを 2 個の多軸ロボットを使って照射制御するシステムと共に小型の大電力マイクロ波発生装置 (マグネトロン) と電子銃などの開発も行っている。図 20 に東京都新宿区にある国立国際医療センターにおける実験中のこのプロトタイプシステムの写真を示す。

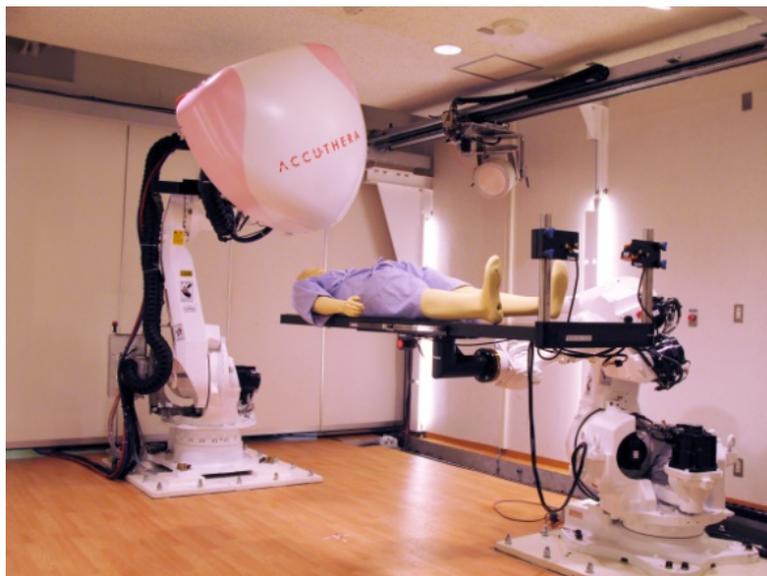


図 20 : 国立国際医療センターのプロトタイプシステム

株式会社アキュセラでは、放射線治療の技術、マーケティングに関する豊富な経験と知識、電子加速器システムとロボット制御、および画像処理の開発・製造に於ける世界的な技術力と経験、国内外における大学・研究所・官庁、企業との強力なネットワークと人材をベースにして開発を進めている。近い将来リアルタイムのがんトラッキングシステムを組み合わせた次世代放射線治療システムを国内外で製造し、ワールドワイドな販売、サポート体制の構築を考えている。本装置は、従来の放射線治療の対象になりえなかった直径1cm以下の早期がんのみならず、再発・転移がんに対しても有効であり、緩和ケアにも応用できる次世代型放射線治療システムである。現在、放射線治療装置の殆どを輸入に頼っている日本で、世界標準を目指す電子加速器を使った次世代放射線治療システムの開発は、がん対策基本計画の中に明記されている放射線治療の推進のみならず医療産業の発展にも意義がある。早期発見と共に、比較的 low コストで短時間に“早期治療”と“緩和治療”が外来で可能になれば、がん難民の多くが救われる。国民が健康で安心して暮らせる社会を実現させるために、QOLの高い放射線治療が貢献すべき役割は大きい。

まとめ

加速器技術は先端科学の総合技術であり、その開発には物理学の基礎知識のみならず、高周波、マイクロ波、高真空、高圧プラズマ、パルス、冷却、コントロール、数値解析、荷電粒子運動、

電磁気、信号処理、計測、放射線、材料、精密加工等、分野の枠を超えた知識を必要とする。これらの技術と経験は医学物理を目指す方々にもある程度必須であり、今後の医療装置の進歩による多様化、複雑化に柔軟に対応して行く必要があると思われる。

参考文献

- 1) C. J. Karzmark, C. S. Nunan and E. Tanabe, “Medical Electron Accelerators” McGraw Hill, Inc. 1993
- 2) M. Stanley Livingston, Ph. D., John P. Blewett, Ph. D., “PARTICLE ACCELERATORS” McGraw Hill, Inc. 1962
- 3) Maldemar Scharf “医生物学用加速器総論” 医療科学社 1994
- 4) S. Humphries, Jr. “Principles of Charged Particle Acceleration”, John Wiley & Sons, Inc. 1986
- 5) P. Lapostolle and A. Septier, “Linear Accelerators” North-Holland Publishing Co. 1970
- 6) D. Pozar, “Microwave Engineering” John Wiley & Sons, Inc. 1998
- 7) 岡田文明, “マイクロ波工学” 山海堂 2004
- 8) E. Tanabe, “Breakdown in High-Gradient Accelerator Cavities” Proceedings of the 1984 Linear Accelerator Conference in W. Germany, Darmstadt
- 9) E. Tanabe, R. Hamm, “Compact Multi-Energy Electron Linear Accelerators” Application of Accelerators Research and Industry in North-Holland 1984
- 10) E. Tanabe, et. al “Medical Applications of C-Band Accelerator Technologies” LINAC in Chicago 1998
- 11) E. L. Ginzton, C. S. Nunan “History of microwave electron linear accelerators for radiotherapy” int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys. 11, 205-16 1985
- 12) D. Greene, “Linear Accelerators for Radiation Therapy” Medical Physics Handbook 17, Adam Hilger 1985
- 13) C. Karzmark, R. Morton, “A Primer of the Theory and Operation of Linear Accelerators in Radiation Therapy” Medical Physics Publishing Corp., Madison 1989
- 14) J. Purdy, D. A. Goer, “Dual energy X-ray beam accelerators in radiation therapy-an overview” Nucl. Instrum. Methods Phys. B10/11, 1090-95 1985