

# ADVANCES IN MEDICAL AND INDUSTRIAL LINEAR ACCELERATOR TECHNOLOGY

EIJI TANABE

AET Japan, Inc.

1-1-7 Mukaibara, Asaoku, Kawasaki, Japan 215

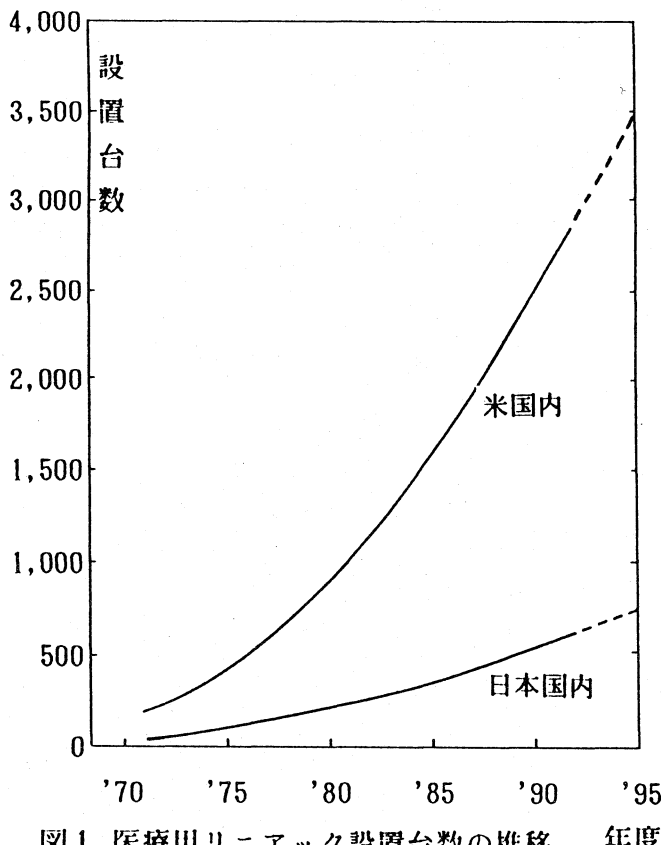
## ABSTRACT

Electron linear accelerator has been widely used in medical and industrial applications. This paper reviews the status of commercial electron linear accelerators and their advances in technologies, including some new medical and industrial applications.

### 1. 医療用リニアックの現状

1950年代の初頭に、放射線がん治療用としてのリニアックが、英国と米国で開発されて以来40年間で治療技術も含めて目覚ましい進歩をとげ、最近では放射線治療によるがんの平均治癒率が60%近くにも達している。日本に於ては1981年以来がんは死亡原因の第1位であり、その後もがん死亡は増加傾向を続けている。先進国では一生の内がんになる確率は4人に1人と云われており、診断の技術と共に治療装置の今後の進歩が期待されて

いる。図1に放射線治療用のリニアックの設置台数を年代別に示すが、日本国内に於ける人口当りの設置台数は米国の半分に満たない。実際欧米では50%以上のがん患者が、何らかの放射線治療を受けているが日本では30%以下である。諸々の事情により日本では、診断装置に関しては世界でもトップに位置するが放射線治療に関しては後進国に近い状態であり、一般の放射線治療に対する認識を高めると共にレベルの一層の向上が望まれる。



医療用リニアックは、エネルギーにより3種類に分類される(表1)。85%以上の治療は、加速された電子をタングステンターゲットにあてて得られるX線が使われ、その他は直接高エネルギーの電子線ががんにあてる事によって治療が行われ

表1. 医療用リニアックの分類

| 医療用<br>リニアック | X-線<br>エネルギー<br>(MeV) | 電子線<br>エネルギー<br>(MeV) |
|--------------|-----------------------|-----------------------|
| 低エネルギー       | 3~6                   | — ※注1                 |
| 中エネルギー       | 8~12                  | 4~12                  |
| 高エネルギー       | 15~25                 | 4~22                  |

(注1. 低エネルギーの医療用リニアックは一般にX線のみ使用されている)

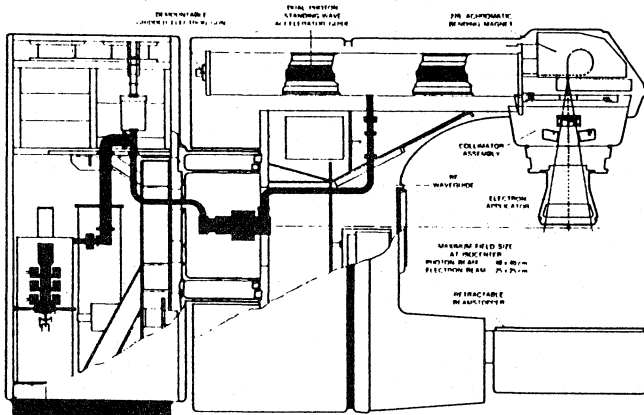


図2. 高エネルギーデュアルフォトン医療用リニアック (CL-2100)

ている。図2に高エネルギー治療用リニアックの断面図を示す。2856MHzで5MWの出力のクライストロンからのマイクロ波(パルス巾6 $\mu$ sec)は、サーキュレーター、ロータリージョイントを通して1.4mの長さの定在波加速管に供給される。加速管のシャントインピーダンスは、100 $\Omega$ /mであり18MeVで50mA、6MeVで150mAの電子加速が可能である。図3にカップリングキャビティーにエネルギースイッチを使った加速管で実験的に求めたスペクトラムを示す。6MeVと18MeV共 $\Delta E/E$ は半値巾で3%以内に収まっている。

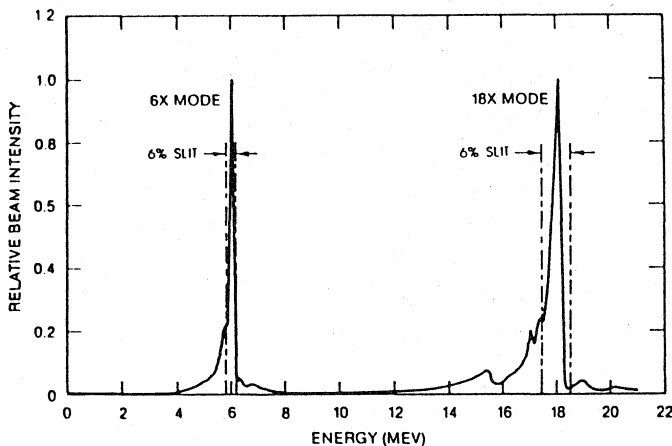


図3. エネルギースイッチを使った単一の加速管からの加速電子のスペクトラム

## 2. 新しい医療用リニアック

放射線治療の目的はがんの転移等をふせぐ為のコントロールと生存率の向上であるが最近QOL (Quality of Life) が放射線治療の重要な課題となりつつある。QOLを高める為には人体の機

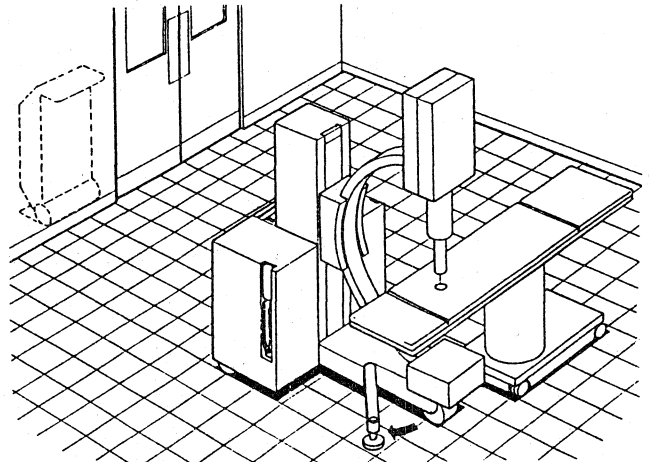


図4. 手術室に於ける術中照射用 X-バンドリニアックシステム

能と形態を温存しつつ治療する必要があり、その為には物理的な線量分布を向上させなければならない。すなわち、がん周囲の正常組織の線量を減らし、がん組織にのみ線量を集中する放射線照射が必要である。最近の診断技術とその機器の進歩と共にリニアックをこれらの機器とコンピュータで結ぶ放射線治療のシステム化が進み、これにより三次元的に線量分布をコントロールする事が行われつつある。これら以外にがん組織に集中的に放射線照射を行う方法として術中照射 (Intraoperative Radiation Therapy) と、放射線外科療法と呼ばれる集光照射 (Stereotactic Radiosurgery) という方法がある。現在までの所これらの治療は図2に示すような大型のリニアックで行われているが、これらの目的の為加速器の超小型化の必要性が出て来ている。図4に手術室に於ける術中照

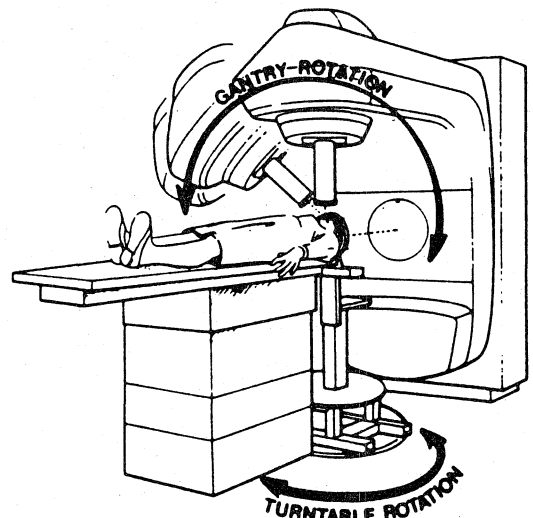


図5. 放射線外科療法用 S-バンドリニアックシステム

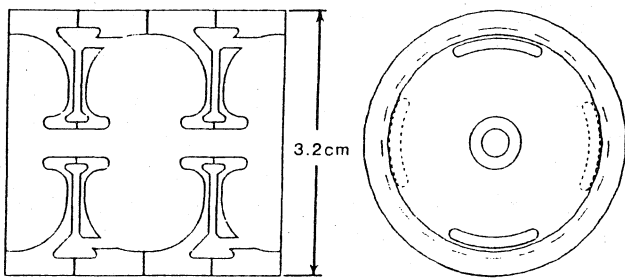


図6. 9300MHz 同軸型結合空洞定在波加速器

射専用のX-バンドリニアックシステムを示す。装置のサイズは一般に使われる診断用のX線Cアームと同じ位であり各手術室への移動が簡単に行える。加速器のヘッドには加速管のみならず小型マグネトロンからマイクロ波立体回路、真空装置、高圧装置が組込まれており、60cmの長さの加速管により10MeVまでの電子加速が可能である。図5には集光照射専用のS-バンドのリニアック装置を示す。これは最新の可動治療台とコンピュータ制御の技術を駆使し、加速器からの小さくコリメートされたX線出力と連動させる事により脳腫瘍等の患部へ集中的に線量を与える装置である。これらの応用の為、直径が小さくしかもシャントインピーダンスの高い定在波型加速管の開発が必要になってきている。図6に同軸タイプでしかも直径が充分小さい（加速空洞と同じ直径）結合空洞をもった $\pi/2$ モードの定在波型加速器を示す。この加速管は進行波型に比べてシャントインピーダンスは非常に高く、同時にカップリング係数も8%以上が可能である（表2）。

| Structure                 | Disc-Loaded      | Side-Coupled      | Coaxial           |
|---------------------------|------------------|-------------------|-------------------|
| Type of Operation         | TW               | SW                | SW                |
| Mode of Operation         | $2\pi/3$         | $\pi/2$           | $\pi/2$           |
| Effective Diameter        | 3.2cm            | 5.3cm             | 3.2cm             |
| Beam Hole Diameter        | 8mm              | 4mm               | 4mm               |
| Nearest Neighbor Coupling | 2%               | 3%                | 8%                |
| Effective Shunt Impedance | 80 M $\Omega$ /m | 145 M $\Omega$ /m | 130 M $\Omega$ /m |

表2. 9300MHz X-バンド加速管の比較

### 3. 工業用リニアック

電子リニアックの工業用の応用としては非破壊検査をはじめ食品等の放射線プロセス、工業廃棄物の照射処理、ディスポーザブル医療器具類の滅菌、石油探索、等が考えられるが現状での市場は医療用リニアックに比べてはるかに小さい。但し今後コバルトの不足やエチレンガスを使った化学滅菌の禁止等により市場の拡大が期待されている。図7に医療器具滅菌用のS-バンド加速器とスキャナーを示す。加速エネルギーは10MeV、ビーム電力10KW、ビームスキャン巾は60cmでありビーム線量の平坦度は $\pm 3\%$ である。

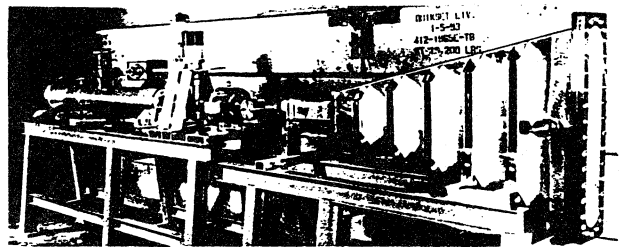


図7. 医療用器具滅菌用Sバンド加速器とスキャナー

### 参考文献

- [1] C.J.Karzmark, C.S.Nunan and E.Tanabe, "Medical Electron Accelerators", McGraw-Hill, Inc. 1993
- [2] E.Tanabe and G.Meddaugh, "Variable Energy Standing-wave Linear Accelerator Structure", Proceedings 1981 Linear Accelerator Conference. Oct. 1981