

話 題 (小型加速器)

小型加速器とその社会貢献 (その 1)

がん医療への応用

—日米比較をベースに—

田辺 英二*

Accelerator Development for Medical Applications

Eiji TANABE

Abstract

Electron linear accelerators have been widely used in medical applications, especially in radiation therapy for cancer treatment. There are more than 7,000 medical electron linear accelerators in the world, treating over 250,000 patients per day. This paper reviews the current status of accelerator applications and technologies in radiation therapy, and presents the anticipated requirements for advanced radiation therapy technology in the foreseeable future.

1. はじめに

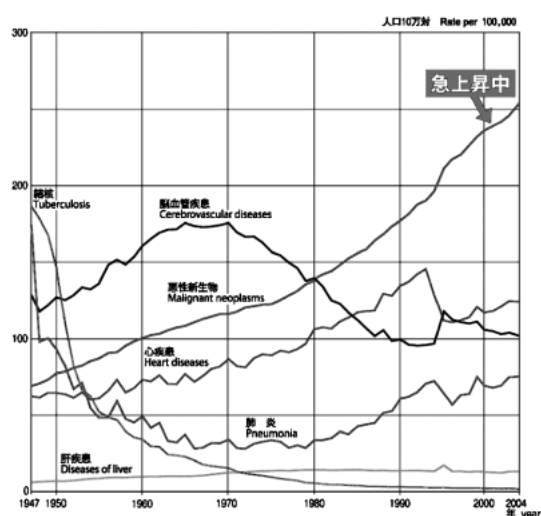
当たり前の事ではあるが、加速器開発の目的には基礎科学研究の為と、いわゆる産業用、医療用等の応用がある。大学や研究所に於ける加速器開発の多くは国民の税金を使って行なわれる訳であり、社会に貢献する為にはいずれの目的にせよしっかりとした目標と結果を出す必要がある。巨額の税金を使う以上、いわゆる「個」の研究の為であってはならないし、応用と言う名のもとに研究を進めるべきではない。即ち、一つの加速器を開発するだけでは応用とは言えない。それが開発される事により社会の多くの人とその恩恵に預かれ得る必要がある。これを達成する為には研究開発者自身も税金に対する考えを新たにすると共に現実的なコスト意識を持たねばならない。

今回は、米国に於ける加速器のがん医療への応用とそのコストを中心として日本のそれと比較し、現在と将来に渡ってどのような加速器が求められているかについて私見を述べる。

2. がん医療の現状

がんは 80 年代より日本人の死亡原因の第 1 位であり、現在 3 人に 1 人ががんで亡くなる時代である。しかも、がん患者は急速に増えており 2025 年には半

表 1 日本のがんによるがん死亡率の推移



(出典：国立がんセンターホームページ 2007)

数近くの方ががんで亡くなるだろうと言われている (表 1)。

遅まきながら日本でも 2006 年 6 月がん対策基本法が成立し、国と地方公共団体の責務が明確となった。

がん治療には現在のところ主として手術、化学療法、放射線治療があるが日本では圧倒的に手術が重視されており、放射線治療は全がん患者の 25% にも達

* ㈱エーイーティー AET, Inc.
(E-mail: etanabe@aetjapan.com)

表2 放射線治療の日米比較

比較項目	日本	米国
放射線治療専門医数	542 人	4200 人
医学物理士人数	272 人	4700 人
治療技師人数	1555 人	15000 人
治療装置保有施設数	702 施設	2600 施設
外部照射治療装置数	860 台	3900 台
がん患者数/年	60 万人	140 万人
年間放射線治療患者	15 万人	80 万人

※筆者の独自調査による為、現在の数とは異なる可能性がある

していない。しかも、その半数が姑息療法として使われており、根治に放射線治療を施すのはがん患者の14%程度でしかない。表2にこれらのデータの日米比較を示すが、米国では60%のがん患者に放射線治療が施されており、同時にその殆どが前向きな治療で、その治療効果も手術と比べて遜色がない。

一方日本では、放射線治療は外科治療後のターミナルケアとして使われる場合が多く、医師も含めて国民に充分認識されているとはいい難い。これには放射線に対する日本国の歴史的な背景が大きな要因となっているが、患者のQOL^{*1}や急速な高齢化を考えた場合、放射線治療の選択が今後増加して行き2015年には放射線治療対象患者が25万人になると言われている。しかし、実は日本が抱えている一番大きな問題は新しい装置ではなく、米国に比べて放射線治療に携わる人材が極端に少ない事である。放射線治療を理解する専門医や治療技師の人数は米国の約1/10、医学物理士に至っては米国の約2%にも満たない。しかも、日本の医学物理士の殆どは研究所に勤める研究員であり、いわゆる米国流の臨床に携わる医学物理士はずっと少ない。米国の医学物理士は大学院（博士または修士）終了後、2年間臨床現場での訓練を経、ボード試験に受かった後に認可された者である。工学、物理系の大学院卒の人々に大変人気のある地位であり、医学物理士の平均給与が1,600万円近くにもなるのもその大きな理由のひとつである。一方、CTを始めとする診断用のX線装置の数は表3に示す通り世界有

^{*1} Quality of Life：狭義には生活の質と訳され、がん等の治療の於いて、生存期間の延長のみならず、その質も重要なファクターであるというのが近年の流れである。

表3 日本における診断用放射線装置台数

装置	台 数	
CT	稼動台数	13,000
	年間売上げ台数	1,200
MRI	稼動台数	5,600
	年間売上げ台数	450
PET	稼動台数	280
	年間売上げ台数	70

（出典：新医療 12 月号 2006）

表4 日本における放射線治療装置台数

装 置	台 数	
リニアック	稼動台数	860
	年間売上げ台数	38
ガンマナイフ		51
治療計画システム		876
小線源治療装置		229

（出典：新医療 12 月号 2006）

表5 米国における放射線治療費

治療法	乳がん	前立腺がん
通常治療	12,400 ドル	16,300 ドル
IMRT	23,800 ドル	35,400 ドル

数であり、CT、MRI に関しては米国の倍以上の導入台数であるのに対して放射線治療用の電子加速器（リニアック）の導入台数は米国の1/5以下である（表4）。

この理由は日本の医療保険制度にあり、放射線診断では1回の診断の支払額が高く、充分に利益を出すシステムになっているが、放射線治療では1回の照射に対して1万円程度しか支払われず、多くの病院で放射線治療部門は赤字になってしまっている。これはアメリカの1/5から1/10程度であり、がん患者にとって満足の行く治療サービスが行われる状態ではない。表5に米国における放射線治療の患者の平均の支払い額を示すが、これはあくまでも平均であり、米国の場合、保険会社と病院との価格交渉でまとまる場合が多い。例えばMD Anderson の様な有名病院では、前立腺がんのIMRT（後述）に6万ドル（700万円）もチャージしている。

MD Anderson の粒子線治療センターでは患者あた

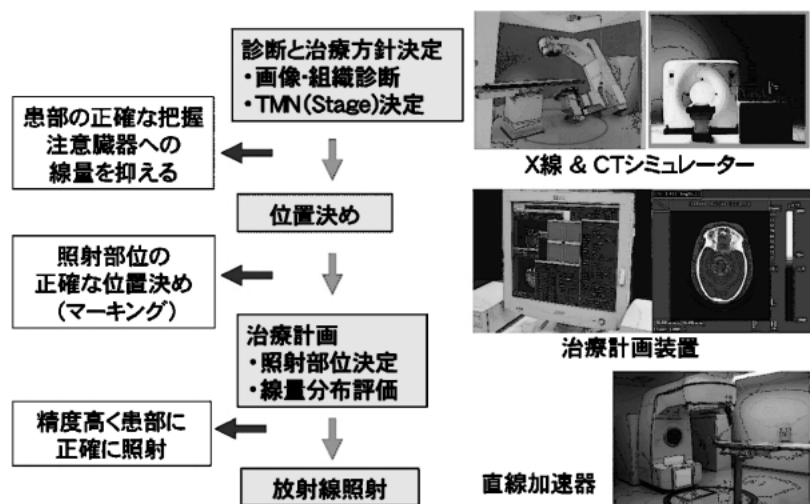


図1 放射線治療の流れとシステム

り10万～15万ドルのチャージであり、年間2000人の患者を目標にしている。よって、年間売上げが200億円以上となる。米国では半数以上のがん患者が1台から2台リニアックを持ったFree Standing Hospital、いわゆる放射線治療専門の病院で治療されており、年間10億円近くの売上げがある。

放射線治療はこの様にシステムプロセス技術であって比較的高価な装置と十分に経験を積んだ人材が必要であり、トータルのにも費用が掛かる。米国の様に設備投資と年間の売上げが大体同じ程度になってこそ初めて全体が廻り始める。国内の医療費を抑える現行の医療制度の下ではなかなか放射線治療が成り立っていないのが現状である。

放射線治療は図1に示すように装置全体がシステムという一つの仕組みとして出来上がっており高価な装置と十分に経験を積んだ多くの人材が必要となる。このシステムの概念を持って全体を把握しない限り治療の品質管理とシステムコントロールは困難である。

3. 先端放射線治療と装置

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年に初号機が納入された¹⁾。

これが世界で最初の360°ガントリー回転可能なりニアックであり、1.5mの長さの進行波型加速管と90°のベンドマグネットを使い、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電子を加速し重金属ターゲットに当てX線を出すシステムであった。

その後、加速管に改良が加えられ1968年にサイドカップル型の定在波加速管が開発され、加速管長が30cmで6MeVの加速が可能となった事によりベンドマグネットのないアイソセントリックのリニアックが開発された。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加速管から加速可能となった。図2にエネルギー可変型の医療用リニアックの断面を示す。

以降、加速管自体に大きな進歩は見られないが近年のコンピュータの急速な進歩と、図3に示すMLC(マルチリーフコリメータ)^{*2}の改良によりIMRTが可能となり、X線ががん組織の部分にのみ選択的に照射出来るようになった。

表6に放射線治療の新しい動向をリストにした。

IMRTはマルチリーフコリメータの動きを治療計画に沿ってコンピュータで制御する事でがん組織へのX線線量の集中と周囲の正常組織への線量軽減が行なえる治療である。図4に前立腺がん治療における今までの照射の治療法とIMRTによる治療の比較を示すが明らかに線量分布が理想に近付いている事がわかる²⁾。

IMRTは高精度の装置のみならず、その技術を必要としているので装置の導入は行なわれていても国内

^{*2} マルチリーフコリメータとは、タングステン等のX線シールドに優れた3mm～5mmの厚さの重金属片(リーフ)を集合し、各リーフをそれぞれ独立したモーターで駆動する事で照射部位におけるX線量の空間的、時間的制御を行なう装置である。

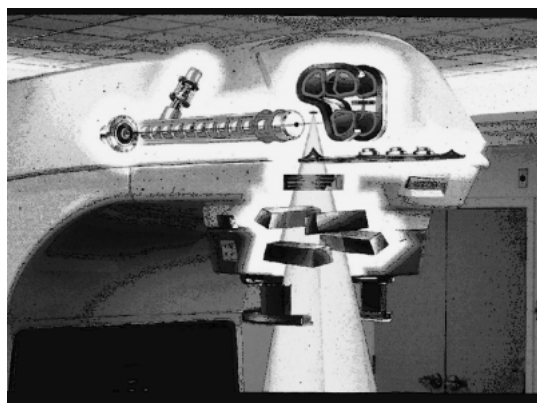


図2 医療用リニアックの断面 (Varian 社)

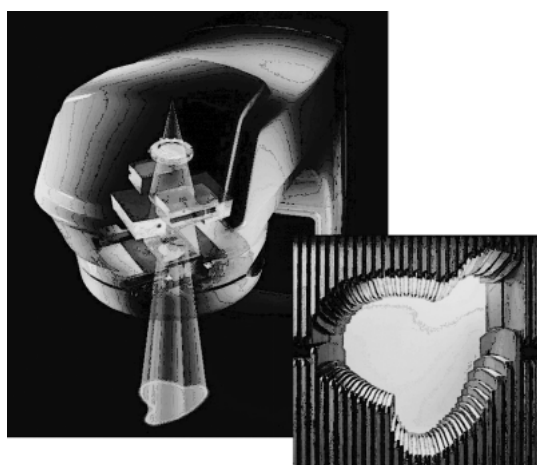


図3 マルチリーフコリメータ (MCL) (Varian 社)

では未だ一般的に行なわれていない。一方米国においては、現在 IMRT は 70% 以上の放射線治療に使われている。

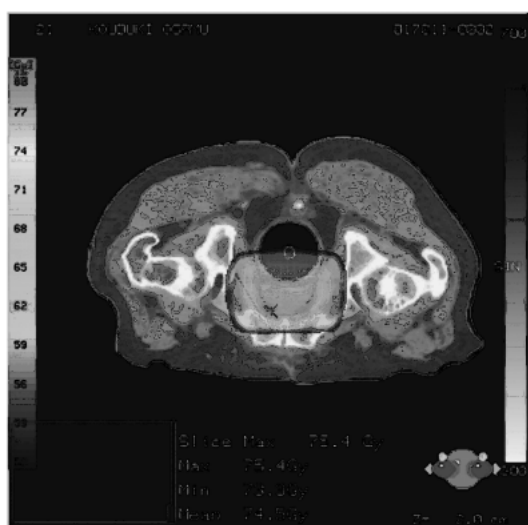
IMRT は、線量をがん病巣に集中させる事が出来る技術ではあるが、一般に病巣は治療中または治療毎に大きく動く場合が多く（例えば肺がん、乳がん、前立腺がん等）、時間によって位置を確認して照射する必要がある、これを IGRT と呼んでいる。現在色々な方法が使われているが主には CT とリニアックを組み合わせた CT-on-rail と呼ばれているものから、リニアック自身の高エネルギー X 線を使って画像を取り出すもの、リニアック本体に X 線管を載せた装置 (図5) などが出来ており、急速に普及して来ている。

定位放射線治療 (SRT) は元々、脳腫瘍に対して行なわれていた定位手術的照射 (SRS) であるガンマ

表6 放射線治療の新しい動向

IMRT	(強度変調放射線治療)
Intensity Modulated Radiation Therapy	
IGRT	(画像誘導放射線治療)
Image Guided Radiation Therapy	
SRT	(定位放射線治療)
Stereotactic Radiation Therapy	
SRS	(定位手術的照射)
Stereotactic Radiation Surgery	
TOMOTHERAPY	(トモセラピー)

通常の治療計画



IMRT による治療計画



図4 通常治療と IMRT との線量分布の違い



図5 画像処理装置が付属のリニアックシステム (Varian 社)



図7 サイバーナイフ (Accuray 社)

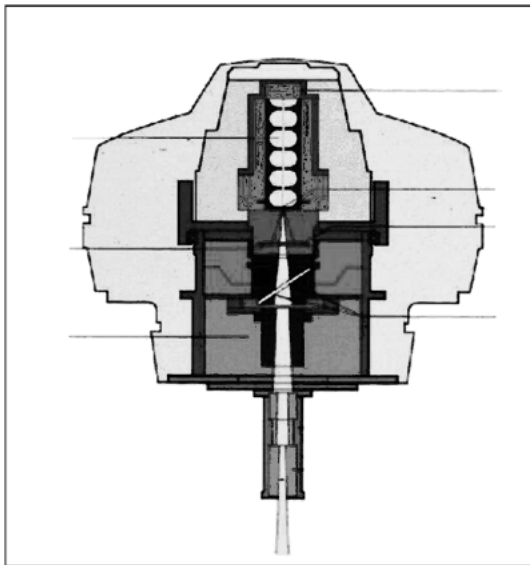


図6 X-ナイフ (Varian 社)

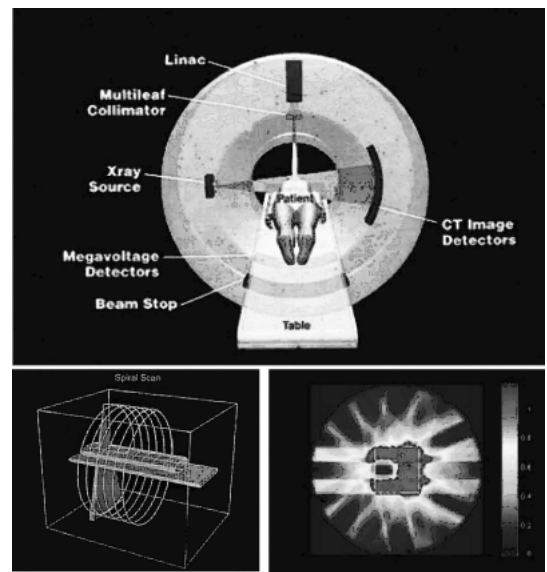


図8 トモセラピー (Tomotherapy 社)

ナイフやリニアックラジオサージェリーの技術を体幹部のがん組織の照射に応用する高精度の照射技術であり、昨年4月より肺がんおよび肝臓がんの定位放射線治療に対して健康保険適用となった³⁾。

定位放射線治療では1回線量を10 Gy程に上げて、5回程照射する事で肺がんや乳がんの治療に大きな治療効果を上げ始めている。これらは呼吸によるがん患部の動きをレーザー等でモニターを行いながら呼吸同期させて照射し又CTを治療室内と同室に設置し位置照合も行なう事で達成されている。

図6にX-ナイフと呼ばれるリニアックを使ったラジオサージェリー用のシステム断面を示す。

また、ロボットアームにXバンドの加速管を載せてIGRTを行なえるサイバーナイフという装置も開発されている(図7)。

トモセラピーはIMRTを更に進化させたものであり、図8に示す様に丁度ヘリカルCTに6 MeVの加速管をのせた形状をしている⁴⁾。

IMRTでは5か7、または9方向からMLCを各方向でコントロールしてX線照射する方法であるがトモセラピーの装置では全角度からヘリカルCTの様に治療用X線を照射する事が可能であり線量をがん組織により集中させる事が出来る。

トモセラピーが実際のがんの放射線治療に使われ始めたのはごく最近の事で治療効果のデータが蓄積されるにはまだ数年かかると思われる。

将来これらの新しい放射線治療装置の開発に必要な電子加速器の仕様を表7に示す。

加速管は小型化の方向に向っており、加速電界として60 MV/m程度が必要となる。同時に線量を上げる

表7 将来の医療用電子加速器の仕様

1.	線量	1 Gy/sec
2.	X線ビーム位置精度	0.1 mm
3.	加速管長	25 cm 程度
4.	ビームエネルギー	6~15 MeV
5.	ビーム時間精度	0.1 μ sec

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0.1 mmと現在の10倍の精度が必要となるだろう。

わが国ではIMRTやSRTよりはるかに高額な粒子線治療装置の開発と設置が国と地方自治体の政治に利用されて独り歩きを始めており、税金が最適に有効利用されているとは考え難い。粒子線治療はIMRT等の電子ビームを使った新しい治療方法等と充分比較検討し、放射線治療の先進国である米国の進み方をもう一度良く理解しつつ進めて行く必要があると思われる。即ち、機器と施設の投資額は年間売上げと同じく

らいになって初めて応用と言える。

4. ま と め

急速な高齢化社会において国内においても放射線治療の重要性が少しずつ認識され始めている。しかし、放射線治療が米国の様に誰にでも受けられる様な状態になるにはまず熟練した医師、物理士、技師の養成が不可欠であるが、現在の日本の状態は本来あるべき姿と程遠く、リソースを間違った方向に向けつつある行政に対しても強く働きかけて行く必要がある。

参 考 文 献

- 1) C. J. Karzmark, C. S. Nunan and E. Tanabe, "Medical Electron Accelerators" McGraw Hill, Inc. 1993
- 2) A. J. Mundt "Intensity Modulated Radiation Therapy" B. C. Decker Inc. 2005
- 3) W. Lutz, "A system for stereotactic radio surgery with linear accelerator," Int. J. Radiation Oncology Biol., 14, 373-381, 1988
- 4) T. R. Mckie, "Tomotherapy: A new concept for the delivery of dynamic conformal radiotherapy" Med. Phys. 20, 1709-1719, 1993