

## Current status and future prospects of radiation therapy and medical accelerator

K. Nakagawa

Department of Radiology, University of Tokyo Hospital

7-3-1 Hongo Tokyo 113-8655, Japan

### Abstract

Progress of radiation therapy is remarkable in cancer treatment. Ten years ago, one out of eight cancer patients in Japan received this, but nowadays, a quarter of cancer patients undergo this modality. Furthermore, in ten years, the ratio will be nearly half, which is similar to western countries. In particular highly precise irradiation is actualized to pinpoint a cancer lesion owing to technological innovations. Radiation therapy is expected to play a major role in aging society of this country. Some examples of “hi-tech” radiation therapy is presented.

On the other hand, several malpractices in radiation therapy are reported recently. It is caused mainly by the lack of hospital physicists in this field. In addition to it, there is no domestic company who manufactures medical accelerators. Current status and future prospects of radiation therapy and medical accelerator are addressed.

## 放射線治療と医療用リニアックの現状と展望

### 1. はじめに

現在、日本人の3人に1人が癌で死亡するが、この比率は10年後には2人に1人になる。癌治療のなかで、その有効性が証明されているのは、手術、抗癌剤、放射線治療だけであるが、このなかで、急速に増加している高齢癌患者に対して最も安全に用いることができるのは、放射線治療である。こうした背景もあり、放射線治療の件数は急増しており、過去10年で倍増して、現在、癌患者の約4人に1人が受けている。この割合は10年後には2人に1人となる。従って、10年後には、日本人の実に2人に1人が生涯に放射線治療を受けることとなる。図1に放射線治療患者数の推移と将来予測を示す。（現在、新たにがんを発症する患者さん52万人のうち、13万人、つまり、4人に1人が放射線治療を受ける。2015年には34万人が放射線治療を受けると予想。）

放射線治療で用いられる放射線治療は、年間の自然放射線被曝量の1万倍を超える。こうした大量の放

射線を用いながら、副作用が少ないのは、分割して放射線を照射すること、癌病巣に放射線量を集中すること、によっている。とくに、近年のテクノロジーの進歩によって、癌を選択的に照射することが可能となってきたことが大きい。この高精度放射線治療は、ガンマナイフがその幕開けとなったが、最近では、呼吸移動などが問題となる体幹部の腫瘍に対しても、呼吸同期や追尾などの方法を用いることで施行可能となっている。また、ビーム内の強度を自在に変えることで、自由な線量分布を得ることができる「強度変調放射線治療」が開発され、粒子線並の線量集中性が得られるなど、X線を用いた高精度放射線治療は画期的進歩を遂げつつある。

一方、癌放射線治療を支える加速器開発については、ここ30年間大きな進歩が見られなかった。近年の電子ライナックに関する技術革新によって、装置の小型、軽量化、クリアランスの拡大、線量率の増大などが可能となっている。今後、医学と加速器工学との密接な連携が強く望まれる。

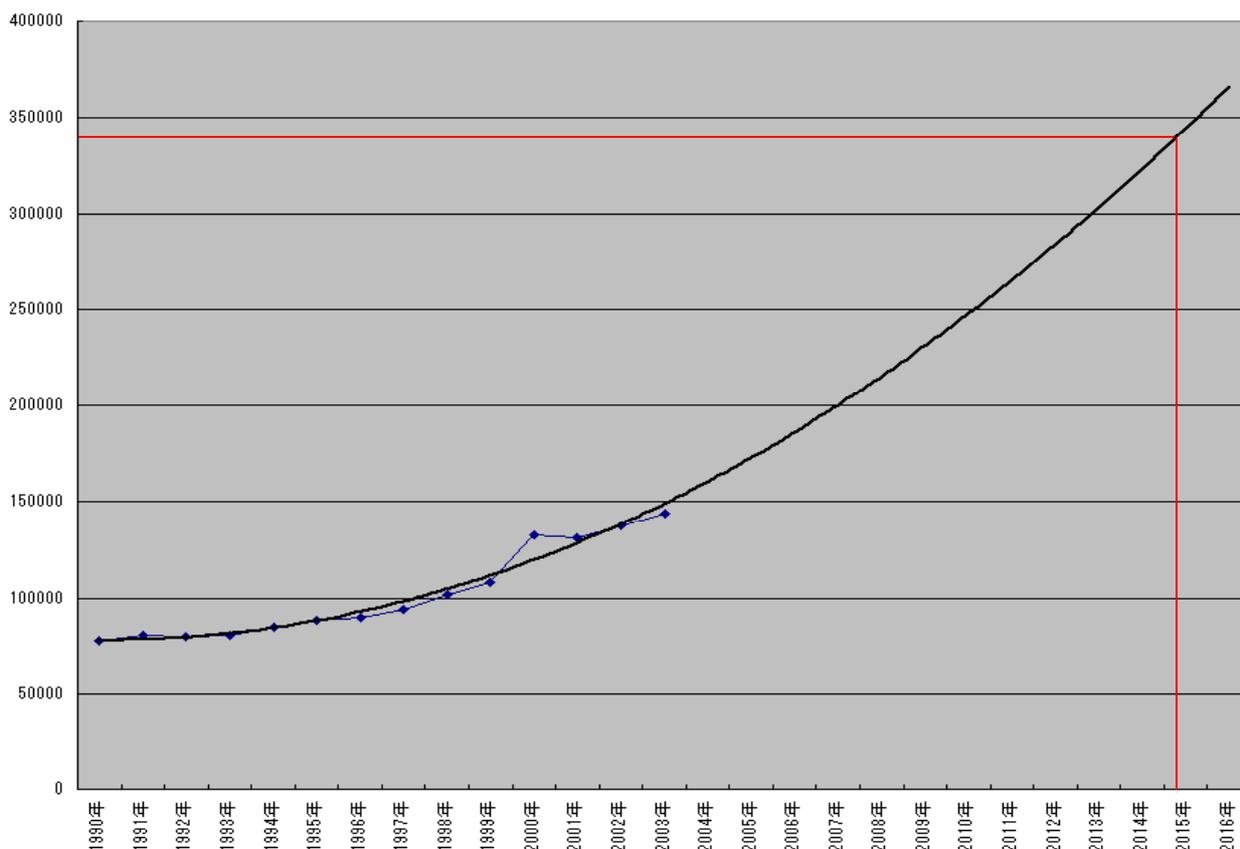


図1：放射線治療患者数の推移

## 2. 高精度放射線治療の歴史的経緯

筆者は1991年に治療ビームによるCTシステム(ライナック-CT)を開発し、患者の位置の確認や回転原体照射の治療中に動いているビームのリアルタイムなモニタリングに用いてきた。(図2)これは、1983年に導入した、位置決め用CTとライナックを同室に設置して、CT用寝台を共有したCT-ライナックオンラインシステム(図3)を発展させたものであった。しかしライナック-CTでは、超高圧X線を画像取得に用いる(コンプトンイメージング)ため、軟部組織と腫瘍との区別は困難であり、骨や肺といった、電子密度に特徴がある構造をランドマークにする必要がある。このため、ライナック-CTは、小さな肺腫瘍において、位置決め照合用として最も有用である(小肺腫瘍自体をランドマークにできるから)。また、ライナック-CTでは、検出器をマニュアルで、対向板に取り付ける必要もあり、毎回の治療に用いることが実際的ではなかった。さらに、ライナック-CTの画像は、中心面1スライスであるが、小腫瘍では、それで十分である。こうした理由から、ライナック-CTの利用は、小さな肺腫瘍を、できれば、一回の照射で精密に治療する目的で使うことが多くなった。当科では1990年よりガ

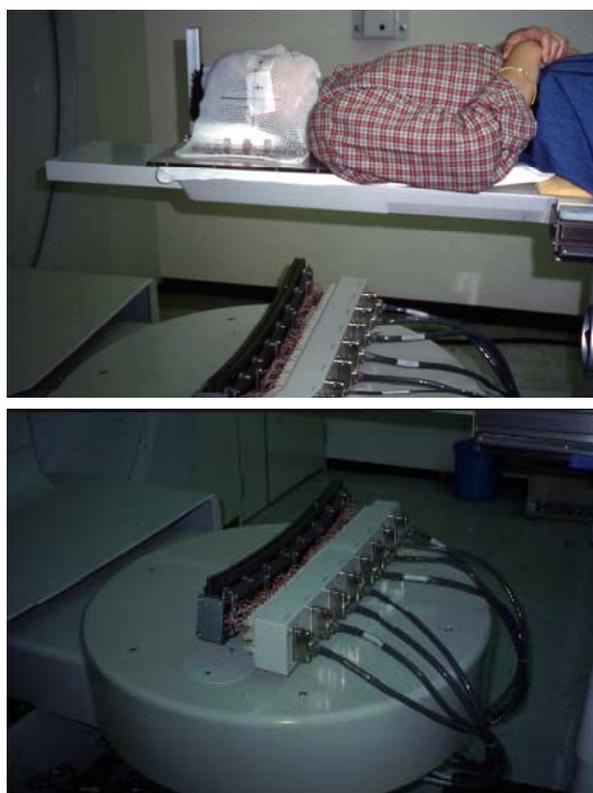


図2：ライナック-CT撮影中の患者(上)と検出器(下)

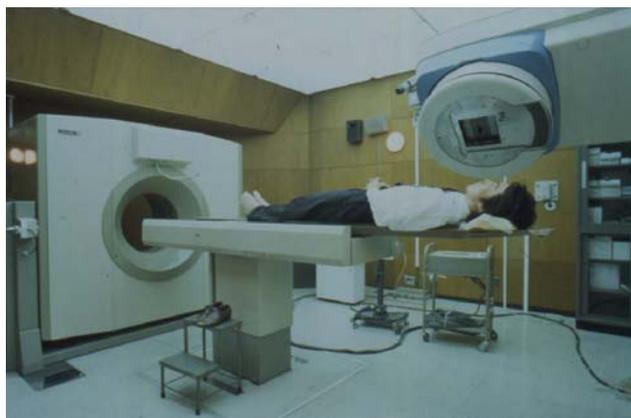


図3：CT- ライナックオンラインシステム（CTとライナックを同室に設置して、CT用の寝台をライナック用にも使用した。2つの装置は制御用コンピュータで連動する。）

ンマナイフ治療を開始していたため、ライナック-CTガイドの定位手術的照射に行き着くまでに時間を要しなかった。1992年から、小肺腫瘍（多くは転移性肺癌）に臨床応用を開始し、2000年までに、21例の肺腫瘍に対して治療を行った。ガンマナイフとのアナロジーから、MLCの照射野開度（ほとんど円形）として直径3cm以下、線量は20Gyを基準とした。

ライナック-CTガイドIGRTの手順は、ライナック-CTを用いた患者の位置確認とリアルタイムビームモニタリングからなる。治療寝台上で、患者の位置決め後、リアルタイムモニタリングを行う前に、ライナック-CT撮影を行う。事前の治療計画用CT画像と位置決め時のライナック-CTが比較され、位置の誤差が認められると、誤差が十分なくなるまで再度位置決めが行われる。この過程を図4に示す。初回、セットアップ後のライナック-CT画像（MV-CT）では、肺腫瘍とアイソセンタにずれが見られる。セットアップ修正後のMV-CTでは、よい一致が確認できる。

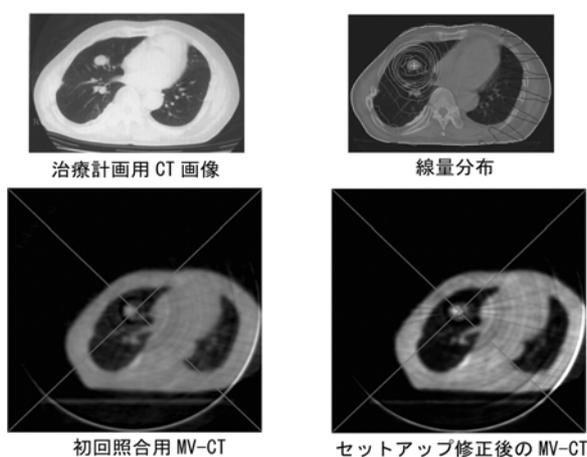


図4：ライナック-CTを用いた位置決め精度の検証

位置決め後、実際の治療中に、患者から射出されるビームを同じ検知器を用いて検知し、治療前に撮影されたライナック-CT画像に重ねられる。治療医は、腫瘍におけるビームの正確な方向を確認するためにリアルタイムにコンピュータ画面でビームラインを監視する。そしてビーム設定にエラーが確認された場合、治療を中断することができる。ビームのエッジを明確にするために120の検知チャンネルの最大線量が選択され、最大線量の半分をビーム幅の閾値として用いた。閾値を上回るもしくは下回る線量が被爆される1対の近接しているチャンネルが選択され、放射線照射野のエッジは、閾値のラインとその二つのチャンネルの間の交点の位置として決定される。図5に、図4の肺腫瘍に対する、リアルタイムなモニタリング画像を連続的に示す。腫瘍とビームラインとの関係が明瞭である。実際には、原体照射のガントリー回転に従い、ビームラインは刻々と変化していく。

腫瘍の縮小と周辺肺組織の限局した線維化が分かる。21例中、12例でCR、7例でPR、2例でSDであった。線量の分割は行わなかったが臨床的に問題となる副作用は認めなかった。

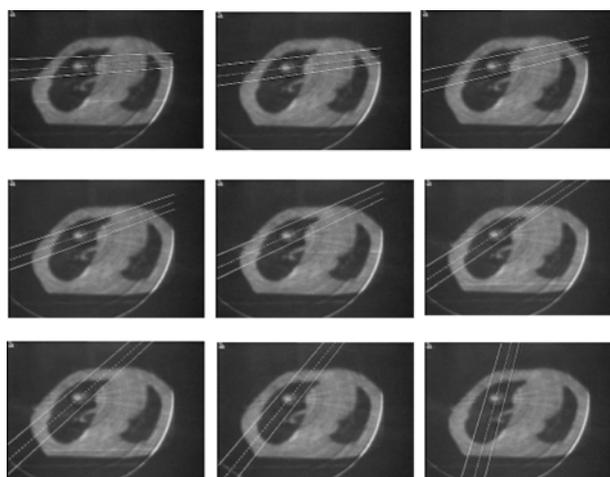


図5：照射野のリアルタイムモニタリング

当時は、ライナック-CTを有効に活用するために、自然な流れで、肺腫瘍に対する定位照射を行う結果となった。従って、ライナック-CTガイドIGRTでは、原発ないし転移性肝腫瘍は対象外であった。肝臓癌の動きを追うには、マーカーを使う（筆者は嫌いな方法であるが）か、診断CTが必要である。シネモードでコーンビームCTを撮影しながら、サイバーナイフなどでCTガントリーの外からビームを入射すれば、マーカー不要の追尾が可能である（いつか実現すると思う）。ライナック-CTでは、腫瘍の動きは基本的に相手にしなかったが、フラットパネルディテクタを利用して、肺腫瘍の動きをマーカーなしで追尾する研究を最近、開始した。

### 3. 高精度治療の医学的背景

放射線ががん病巣にだけ完全に集中できれば、がんは100%治りはずである。正常細胞とがん細胞が完全に区別できて、がん細胞にだけ放射線を集中できれば、正常細胞に全く放射線がかからないため、無限大に放射線をかけることができる。これをある程度現実のものにするには、すくなくとも、次の3つのことが必要である。1つは、がん細胞の存在範囲を正確に知ること、2つめは、がん細胞に放射線を正確に集中させることである。さらに、3つ目として、集中した放射線を腫瘍の位置に正確に一致させる「位置決め」も必要となる。血管奇形、良性脳腫瘍、転移性脳腫瘍といった、「病巣が動かなくて、腫瘍の境界が明瞭である」という条件のよい相手に対してではありますが、これらの3つを最初に実現したが「ガンマナイフ」であった。

さらに、もっと条件の悪い腫瘍、たとえば、「腫瘍の境界がはっきりせず、呼吸によって動き、形も歪な肺がん」などへの挑戦が始まっている。ここでは、Positron Emission Tomography (PET)の利用や、Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT)、臓器の動きを抑制、あるいは同期、あるいは追尾する技術が必要となる。これらの要素技術を実現するには、医療サイドだけでは不十分で、本特集でも取り上げているように、医工連携などの動きも盛んになってきている。

### 4. 高精度放射線治療の最前線

米国を中心に強度変調放射線治療 (IMRT) が大きな話題となっている。通常、1つの治療ビーム内の放射線強度は平坦であるが、あえてビーム内の強度分布を不均一にさせ、この強度変調ビームを多方向から組み合わせることで、線量の集中を狙うものであ

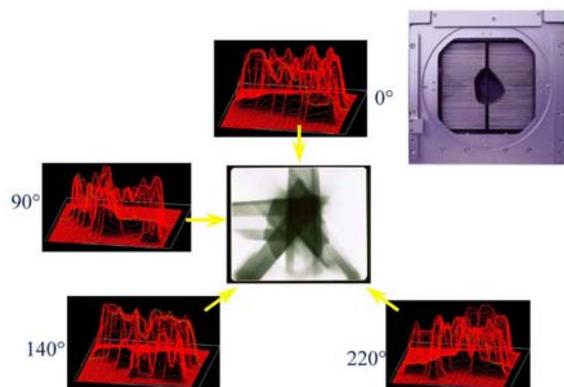


図6：IMRTの考え方

る。線量分布上の制限事項（正常臓器の被曝線量や、腫瘍への線量集中度など）を目的関数としておき、逆問題の最適化として、強度分布は計算される。実際に、強度変調分布を作成するには、多数の照射野をセグメントして積み木のように重ね合わせる“Step and Shoot法”、MLCの開度を連続的に変化させる“Sliding Window法”などがある。図7に上咽頭癌におけるIMRTを用いた線量分布例を示す。

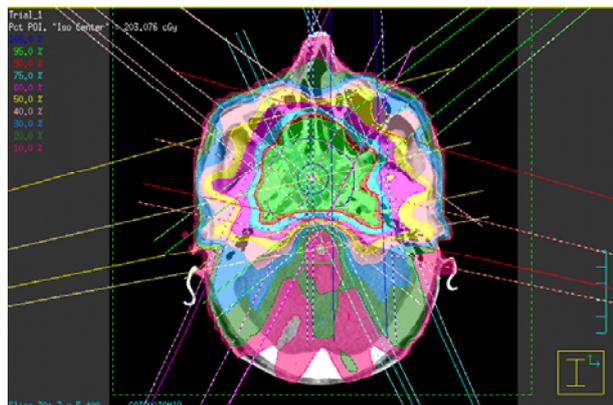


図7：IMRTの線量分布例

治療装置あるいは同室にある画像撮影装置を使った画像を治療に利用する動も活発である。図8は、医療用ライナックに、KVX線管とフラットパネルディテクタを搭載したもので、KVコンビームCTの撮影が可能である。これは、筆者が過去に開発した、CT-ライナックオンラインシステムとライナック-CTを合体させた考え方である。



図8：ライナックにKVX線管とフラットパネルディテクタを搭載したもの

この他、運動する腫瘍を追尾する機構など、ライナック周辺での工学的進歩は著しい。一方、加速装置そのものについては、従来通り、大きなSバンド加速管が主流である。しかし、Xバンド、Cバンドの加速管を用いた新しい装置も開発されつつある。今

後の加速器工学サイドとの共同研究が不可欠である。参考文献

## 5. 放射線治療の問題点と将来展望

癌患者の増加が急増とその高齢化が著しい。これは未踏の領域であり、放射線治療が切り札であることは明白である。

一方、過剰照射事故が頻発している。原因は、端的に言えば、マンパワー不足である。これまで、患者の数が少なかったから、何とかやりくりできたのが、ここへきて破綻してしまったと言えるかもしれない。とくに、理工学担当者（医学物理士）が現場に不在であることがとくに深刻である。また、2003年には、唯一の国産医療用ライナックメーカーであった三菱電機がこの分野から撤退した。国レベルで考えていく必要がある問題である。「放射線治療は日本のインフラストラクチャ」との認識を共有する必要がある。放射線腫瘍学と加速器工学との連携には歴史的意義がある。

[1] Nakagawa, K., Aoki, Y., Akanuma, A., Sakata, K., Karasawa, K., Terahara, A., Onogi, Y., Hasezawa, K. and Sasaki, Y. Technological features and clinical feasibility of megavoltage CT scanning. *European Radiology* 2, 184-189 1992.

[2] Nakagawa, K., Aoki, Y., Akanuma, A., Onogi, Y., Terahara, A., Sakata, K., Muta, N. and Sasaki, Y. Real-time beam monitoring in dynamic conformation therapy. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics* 30, 1233-1238 1994.

[3] Nakagawa, K., Aoki, Y., Sasaki, Y. Improvement of image quality in megavoltage computed tomography with second generation scanning mode. *Radiation Oncology Investigation* 5, 257-263 1997.

[4] Nakagawa K, Aoki Y, Tago M, Terahara A, Ohtomo K: Megavoltage CT-assisted stereotactic radiosurgery for thoracic tumors. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics* 48, 449-457 2000.