

直線加速器の超高圧 X 線を用いた CT 撮影装置 (超高圧 CT) の開発

中川 恵一^{*1}, 青木 幸昌^{*1}, 赤沼 篤夫^{*2}, 小野木 雄三^{*1},
唐澤 克之^{*1}, 寺原 敦朗^{*1}, 馳沢 憲二^{*1}, 佐々木 康人^{*1}

DEVELOPMENT OF A MEGAVOLTAGE CT SCANNER USING LINEAR ACCELERATOR TREATMENT BEAM

Keiichi NAKAGAWA^{*1}, Yukimasa AOKI^{*1}, Atsuo AKANUMA^{*2},
Yuzou ONOGI^{*1}, Katsuyuki KARASAWA^{*1}, Atsuro TERAHARA^{*1},
Kenji HASEZAWA^{*1} and Yasuhito SASAKI^{*1}

(Received 21 June 1991, accepted 14 October 1991)

Abstract A megavoltage CT scanner using a 4 MV and a 6 MV radiotherapy beam has been developed. A detector system composed of 120 pairs of Cadmium Tungstate scintillators and photo-diodes is attached to the treatment unit at the distance of 160 cm from the beam source. Image reconstruction is performed at an engineering work-station with a standard filtered back projection algorithm. Scanning time and reconstruction time for a slice are approximately 35 seconds and 60 seconds, respectively. Although spatial resolution is as much as 4 mm the megavoltage CT has sufficient image quality to be applied for treatment planning and verification. Doses delivered to a patient with 4 MV and 6 MV are about 1.4 cGy and 2.8 cGy, respectively. These doses within or close to radiation fields are thought to be acceptable in the patients receiving radiation therapy. The megavoltage CT provides an accurate and quantitative means for detecting patient set-up errors. In addition when it is used for radiation therapy treatment planning, the positioning errors will be highly reduced since the deviations caused by transferring the patient from a CT couch to a treatment couch are minimized. CT numbers of this megavoltage CT can be directly used to calculate electron density for dose distribution calculation. The megavoltage CT is quite useful to increase availability of the precision radiotherapy.

Key words: Treatment beam CT, Megavoltage CT, Radiotherapy, Treatment planning, Verification

は じ め に

原体照射に代表される高精度放射線治療の普及が進んでいる。本法を用いた際の照射に至る一般的手順は次の通りである。治療計画用 CT 画像を撮影し、得られる解剖学的情報や CT 値をもとに治療計画を作成する。患者を治療機の寝台にのせなおして位置決めをし、照合写真を撮影した後、

実際の照射を行う。この一連の作業のなかで発生する誤差の主な原因には、CT 装置から照射機に患者を移す際の位置のずれ (患者セットアップの誤差)、CT 値から治療ビームに対する相対電子密度を計算する際の誤差および線量計算アルゴリズムの精度不足 (治療計画時の誤差)、特に回転系照射での照合の困難などがある。

患者セットアップの誤差は患者を CT 寝台から

^{*1} 東京大学 医学部放射線医学教室 (〒113 東京都文京区本郷 7-3-1)

Department of Radiology, Tokyo University, 7-3-1, Hongo, Bunkyo-ku, Tokyo 113, Japan.

^{*2} 放射線医学総合研究所 National Institute of Radiological Sciences.

治療機寝台に移動させる際に必然的に生じるもので、高精度放射線治療における最も重大な障害の一つである¹⁻³⁾。CT撮影時の体位を治療台上で再現できなければ、精密な計画も無意味となる。

一方、これまで放射線治療の照合は患者セットアップ後、実際の治療の前後に少量の治療ビームで照射野の透視画像（ライナックグラフィ）を撮影して、シミュレータ写真との比較によってなされてきた。この方法は対向二門などの単純な照射技法では有効であるが、CT画像を用いた三次元的治療計画では不十分である⁴⁾。放射線治療の高精度化が進むに従って、従来の対向二門をはじめとする照射技法では容認されたわずかの誤差も問題とされるようになり、照合の重要性が高まってきた^{5,6)}。特に実際の超高压X線治療ビームを用いて、実際の治療中に照射野画像を取得する研究が進んでいる。これには、蛍光板とカメラを組み合わせる方法^{7,8)}、蛍光板と光ファイバーを組み合わせる方法⁹⁻¹¹⁾、線状に配列したシンチレータ検出器をスキャンする方法^{12,13)}、二次元的に検出器素子を配列したものを用いる方法^{14,15)}などが報告されている。これらの方法は実際の照射に対する照合がリアルタイムに行える点でライナックグラフィによるこれまでの方法より優れるが、CTを用いる精密な治療計画では二次元的な透視画像と本来三次元情報であるCT画像とを比較する点で無理がある¹⁶⁾。

治療寝台上でのCT画像を用いて治療計画を行い、そのまま照射することにより、寝台間の移動によるセットアップの誤差は大幅に減少する。従来どおり診断用CT画像を用いて治療計画を行う場合でも、治療寝台上でセットアップ完了後、CT横断面を取得できれば、治療計画用CT画像との比較により位置決め of 照合確認が定量的に行うことができ、その精度は飛躍的に向上する。さらに得られたCT画像をもとに実際の治療線束から患者体内での線量分布をCT上に表示することが可能となれば治療計画そのものの照合につながる。

また、治療ビームを用いてCTを撮影することにより、治療ビームに対しての電子密度分布が直接に得られることになる。従来のように診断用CTのCT値から間接的に電子密度分布を換算す

る必要がなくなり、治療計画の精度が向上する。

超高压X線を用いたCT撮影装置に関する研究は1983年にSwindellらが、1987年にBrahmeらがそれぞれ先駆的報告を行っている。高精度放射線治療におけるその有用性に関してもこれらの論文において指摘されている。とくにSwindellらは英国Royal Marsden病院において超高压X線CTの臨床応用も開始している^{17,18)}。

東京大学医学部放射線科では高精度放射線照射の問題点の解決を図る目的で、照射機の超高压X線治療ビームを用いたCT撮影装置（超高压CT）を完成した。今回は装置の基礎的側面に関して報告を行う。

方 法

システム概要

本装置は既製の治療機とCT装置が一体となったもので、マルチチャンネルの高エネルギーX線検出器を患者に対してX線源と相対向する側に線状に配置し、回転照射を行うことにより、治療ビームによるCT画像の取得を可能にした。検出素子には高感度、高密度のタングステン酸カドミウムシンチレータを採用し、その形状、配置の最適化を行った。検出器で得られた投影データはマルチチャンネル高速A/D変換が可能なデータ収集装置によりデジタル処理された後、画像処理用コンピュータに送られ画像再構成される。

ライナックの出力は $5\mu\text{sec}$ のパルスX線であるため、ライナックと同期したA/D変換とデータ転送処理を行うためのパルスシーケンスコントローラを設けた。また、一般の診断用CT装置と同様に治療台はコンピュータ制御の電動駆動方式となっておりCT操作用コントロールボックスにより遠隔で操作が行われる。

データ収集装置で取得された投影データは高速で画像処理装置に転送される。画像処理装置は投影データから画像再構成を行い、CT画像をイメージディスプレイに表示する。

またライナックガントリーの回転の代わりに寝台を移動させることにより、診断用CT装置と同様、CR像の撮像も可能である。装置の主な仕様をTable 1に、システムブロック図をFig. 1に示す。

Table 1. Summarized specification of the megavoltage CT scanning unit

(CT 横断面画像)	
撮影対象	: 全身
スキャン方式, 時間	: 第3世代方式, 35秒/210°回転
画像再構成方式	: Filtered Back-Projection 法
画像再構成時間	: 60秒
有効視野	: 380mm
表示マトリックス	: 256×256
CT 値	: ハウンスフィールド系 -1000~3000
(CR 画像)	
撮影範囲	: 400mm×380mm
撮影時間	: 10秒
画像処理時間	: 10秒
表示マトリックス	: 256×256

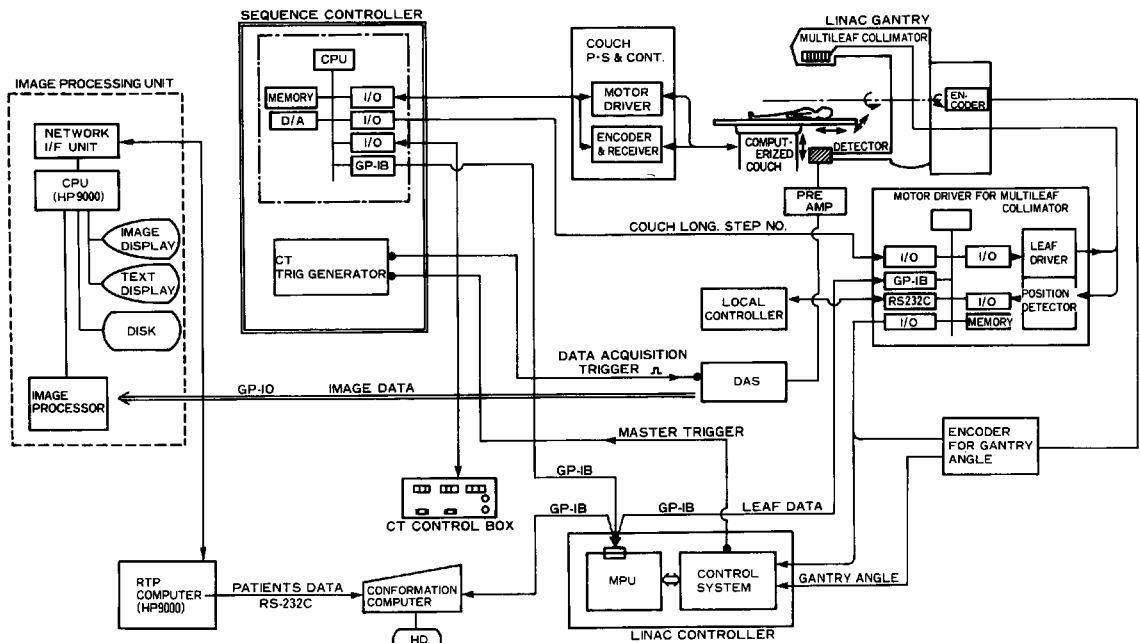


Fig. 1. Block diagram of the system.

直線加速度

本装置は治療機とCT機能が一体型になったものであり、CT装置の線源は4MVと6MVのX線出力が可能なDual-Photonライナックである。Swindellらの装置では、加速器のマイクロ波源がマグネトロンであり、線量の安定性に問題があり、CT撮影毎に校正を行う必要があった。本装置では安定性の高いクライストロンが採用されている。線源回転中心間距離は100cm、最大照射野は

CT撮影時の有効視野を広くとるため40cm×40cmとした。Swindellらは既製の加速器を用いたが、天板の金属部分によるアーチファクトが問題であったが、本装置では天板のCT撮影用部分を金属フレームを無くしたカーボンファイバー製とした。またマルチスライス処理の他、撮像後に患者の位置決めが自動的に行えるように上下、前後、左右の駆動はすべてコンピュータ制御による電動駆動とした。

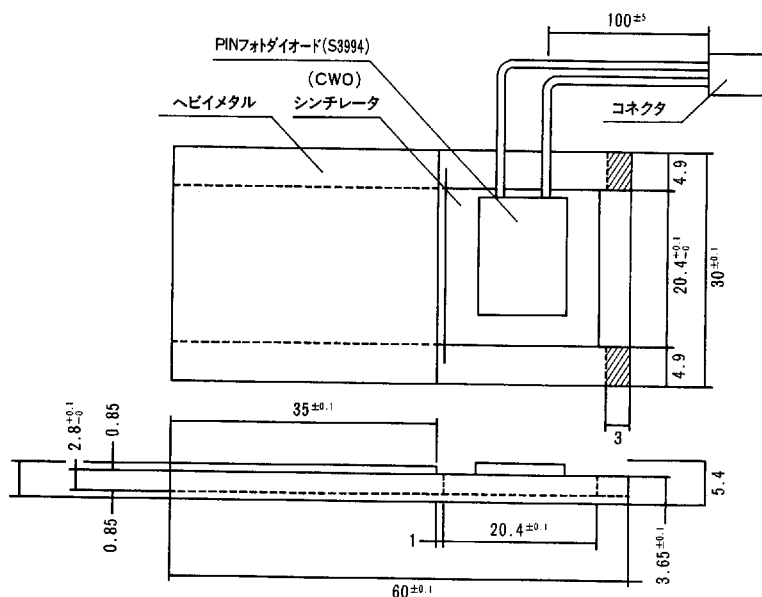


Fig. 2. Structure of the detector channel. Each scintillator crystal is sandwiched by a pair of 0.85 mm thickened heavy metal collimators.

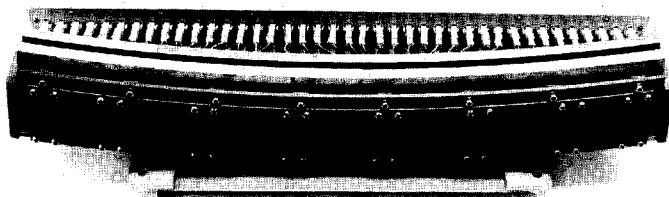


Fig. 3. Appearance of the detector unit.

検出器

検出器の各チャンネルは、減弱係数、光出力が大きく、吸湿性のないタングステン酸カドミウムシンチレータに厚さ 1.5 mm、受光面積 10 mm × 10 mm のフォトダイオードを組み合わせたものを使った。超高压 X 線では患者体内および装置からの散乱線が多く、これを除去することが画質の向上には不可欠である。各検出チャンネルにはヘ

ビーメタル (密度 17 g cm^{-3}) のコリメータを装着して、散乱線を防ぐ構造とした。検出器の外形寸法を Fig. 2 に示す。高い空間分解能を得るためには検出器のチャンネル数は可能な限り多い方が望ましい。しかし、X 線源の X 線開き角度の制限、ライナック本体へ実装する場合の寸法的制限により、チャンネル数の上限が決定される。X 線捕捉効率、フォトダイオードの集光効率、コリメータ

厚を総合的に評価した結果、X線源開き角度が23.8度、線源焦点～検出器間距離が160 cmのときチャンネル数120が最適であるとの結論を得た。120個の検出器を5.5 mm間隔で並べ、さらにその上部に厚さ30 mmのヘビーメタルコリメータを配置した。検出器をFig. 3に示す^{19,20)}。

スキャン方式

スキャン方式は第三世代式で、ライナックによる回転照射の要領で撮影を行う。一般に、CTのプロジェクトンデータは平行ビームの場合0度～180度のデータが完備すれば画像再構成が可能となる。被曝線量をできるだけ小さくし、スキャン時間を短くするため、ファンビームを考慮しての最小スキャン角度を求めた。その結果、スキャン最小角度は180度+2×11.9度=203.8度(11.9度はビームのファン角度)となった。実際の運用上のスキャン角度は210度とした。ライナックの照射パルスは1度あたり1パルス、プロファイルデータは1度毎にサンプルした。

画像再構成

基本的には、診断用X線CT装置と同様にコンポリューションを用いたフィルター補正逆投影法を使用した。Shepp & Logan フィルタ関数を採用した。また、ファンビームデータは平行ビームデータに変換した。

超高圧CTでは以下の投影データの補正を行う必要がある。

- ①ビーム・ハードニング補正
- ②パルス線量補正
- ③平坦度補正
- ④クロストーク補正
- ⑤ライナックたわみ補正

(1) ビーム・ハードニング補正

X線源を使った場合、透過物が厚くなるほどX線のエネルギースペクトルが高エネルギー側にたより、X線減弱係数が小さくなり、画像再構成後すり鉢状のアーチファクトが発生するため、これを補正する必要がある。医療用ライナックでは、線量を平坦化するために三角錐状の鉛平坦化フィ

ルターを使っているため、各検出器位置でX線線質が異なっており、検出器ごとに補正係数を決定する必要がある。

(2) パルス線量補正

ライナックでは、電源回路の不安定性、加速管内の小さな放電等によりX線出力の変動が起きる。これを両端の検出器のデータを用い以下の係数を用いて補正する。

$$P = -\log((I \cdot I_{r0}) / (I_0 \cdot I_r))$$

ここでI、I₀は当該検出素子の、あるパルスに対する出力および標準出力であり、I_r、I_{r0}はリファレンス素子の、あるパルスに対する出力および標準出力である。

(3) 平坦度補正

ライナック本体の回転に伴って、加速管、270度偏向電磁石、四重極電磁石等に位置歪が生じ、電子ビーム軌道が変動する可能性がある。この歪はライナック本体角度により決まった変動であり、角度ごとに線量プロファイルを測定し、基準線量プロファイルとの差を補正することになる。

(4) クロストーク補正

超高圧X線CTではある検出器に周囲の検出器からの散乱線が検出されることによって再構成画像のぼけが発生する。これをハードウェア的に少なくするためには、各検出器の遮蔽を厚くする必要があるが、検出器間隔が大きくなり分解能の低下につながるため、ソフトウェアによる補正を行う必要がある。

(5) ライナックたわみ補正

ライナック本体、検出器が自重によりたわみ、本来取得されるべき投影データと異なった位置の投影データが取得され、画像に悪影響を及ぼす。これらのデータを内挿補間することによりたわみのない投影データを作り出す必要がある。

現在、5個の補正項目のうち、現在、①ビーム・ハードニング補正、②パルス線量補正が組み込まれている。③、④、⑤に関しては、今後、何が必

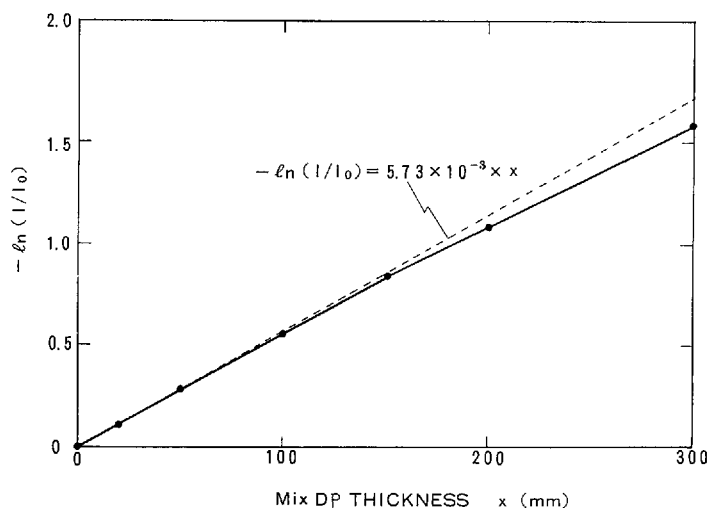


Fig. 4. Attenuation feature of the detector channel.

要な補正であるかを検討の上、再構成画像を改善していく予定である。

結 果

(1) 線減弱特性

MixDPを使い、4 MVX 線の減衰特性を測定した結果を Fig. 4 に示す。減衰係数 $= 5.73 \times 10^{-3} \text{ mm}^{-1}$ となり、1.3 MeV 光子の線減弱係数に対応している。単一エネルギーの光子の場合は図上の点線のような減衰特性を示すはずであるが、減衰係数が透過物質が厚くなるほど小さくなっており、X 線の線質硬化が観測される。厚さ 200 mm で 5% の差がでている。

(2) クロストーク

チャンネル間に装着したヘビーメタルコリメータでかなりの遮蔽が期待できるものの十分でない。ライナックのコリメータで照射野を制限して照射野外にあたるチャンネルの線量を測定した。照射野外の照射野に隣接するチャンネルには 40%、さらにその外側のチャンネルには 8% の散乱線が影響を及ぼしていることが確認された。チャンネル間のクロストークの他、体軸方向の散乱線の影響もあり、これらは再構成画像のコントラスト悪化につながる。Swindell らのシステムではチャンネル間に遮蔽体がなく、得られる画質が今

回の報告より劣る原因のひとつと思われる。本システムでも今後さらに散乱線の除去を考えたい。

(3) 撮像時間、画像再構成時間

CT 画像撮像時間はライナックのガントリー・ヘッドの回転速度に依存する。高速化を図った結果、撮像時間は 1 スライス (回転角 210 度) 当り約 35 秒となった。これは呼吸状態の悪い患者の胸腹部の撮影では十分な息止めが得られないことを意味する。画像再構成時間はアレイ・プロセッサの使用により 1 スライス当り約 1 分程度である。

(4) 分解能

市販の空間分解能測定用ファントムを 6 MVX 線を用いてスキャンした結果、空間分解能は約 4 mm であった。(Fig. 5a 参照) また、コントラスト分解能に関して、Fig. 6a に示す直径 2.5 cm のアクリル (CT 値 115 HU)、ポリカーボネイト (CT 値 89 HU)、ナイロン (CT 値 76 HU)、ポリスチレン (CT 値 -80 HU)、ポリエステル (CT 値 -41 HU) を含む水ファントムをスキャンした結果が Fig. 6b である。アクリル、ポリカーボネイト、ナイロン、ポリスチレンは識別可能であったが、CT 値 -41 HU のポリエチレンは識別できなかった。画像の中心にリングアーチファクトが見られる他、寝台の影響と思われる線状のアーチファクトも認

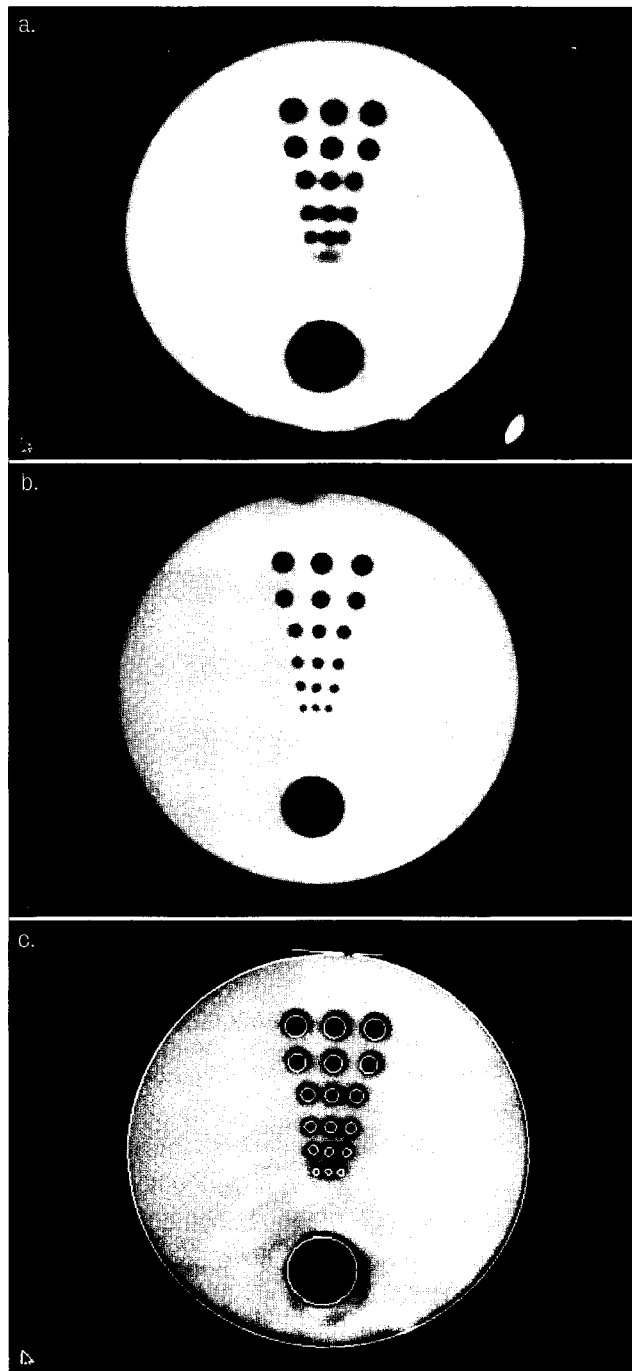


Fig. 5a. Megavoltage CT image of a commercial phantom for spatial resolution measurement. Pins with 4 mm radius (the second lowest array) are distinguished.

b. Diagnostic CT image of the same phantom as fig. 5a.

c. Contours of the diagnostic CT are traced and superimposed onto the megavoltage CT for checking geometric reproducibility.

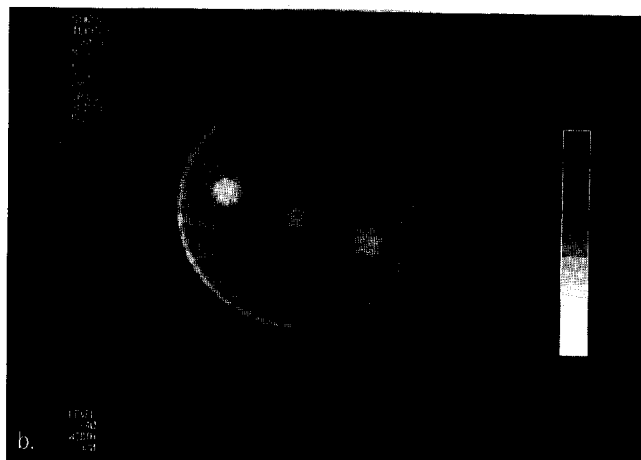
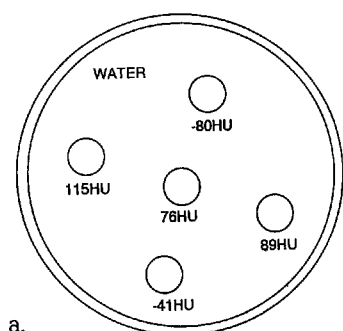


Fig. 6a. Schematic illustration of a commercial phantom for contrast measurement.
b. Megavoltage CT image of the same phantom as above.

められる。分解能に関しては4 MVと6 MVとの間に差異を認めなかった。

(5) 幾何学的再現性

Fig. 5aのファントムを診断用CT装置で撮像したものが、Fig. 5bである。超高圧X線CTの幾何学的再現性を評価するため、両者を重ね合わせ表示したものが、Fig. 5cである。診断用CTに対してよい一致が認められる。超高圧CTでは空間分解能が低いため、アクリル内の空気はやや拡大されている。

(6) 被曝線量

照射機による超高圧X線画像で最も問題となる点の一つに患者の被曝線量がある。MixDP (300 mm×300 mm×200 mm)を用いた実測の結果、検出器のコリメータ開度が5 mmのとき、4 MVおよび6 MVでのCT1スライス当りのファントムの中心での被曝線量はそれぞれ1.4 cGy、2.8 cGyであった。この値は診断用画像における被曝線量としては過大であるが、放射線治療を受ける患者の被曝量としては容認できるものと考えられる。コリメータの上絞り開度を絞ることで被曝線量はさらに減少させることが可能である。

(7) 画質評価

Fig. 7, 8に本装置を用いて撮影された人体ファ

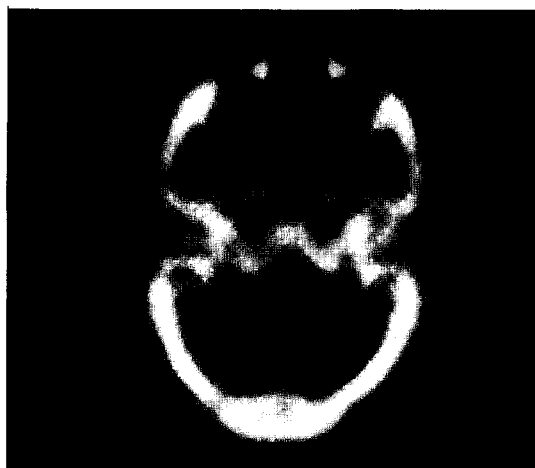


Fig. 7. Megavoltage CT image of the head of a humanoid phantom.

ントムでの頭部および胸部の横断面画像を示す。画像の中心部にリング・アーチファクトが見られる。診断用CT画像と比較すると明らかに分解能が劣るが、予め撮影された診断用画像を参照することで治療計画用、照合用に応用可能と考えられた。

結 論

- (1) 直線加速器の超高圧X線を用いたCT画像取得装置を完成した。
- (2) 画像の分解能は約4 mmで十分ではないが、予め撮影された診断用CT画像を参照することに

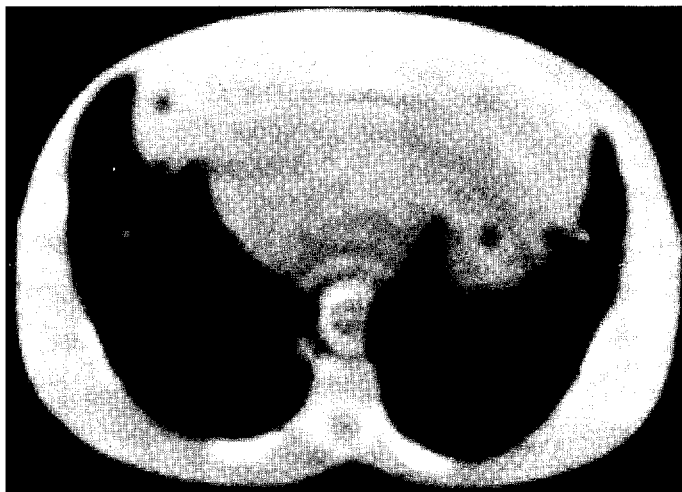


Fig. 8. Megavoltage CT image of the chest of a humanoid phantom.

よって治療計画時のターゲットをその上に書き入れることができる画質を有する。

(3) 被曝線量は放射線治療患者では問題とはならない。

(4) 撮像時間は35秒で、患者の状態によっては撮像中の息止めは困難である。

(5) 画質再構成時間は1分程度である。

考 察

超高压CT画像は超高压X線を利用するためコントラストが悪く、散乱線を除去する必要から検出素子のピッチが大きくなり空間分解能も劣る。被曝線量も診断用CTより多く、診断的目的においては有用性は少ない。

一方、放射線治療の場では診断用CT装置で得られる治療計画用CT画像を含め、診断用画像は治療前にすでに得られている。ターゲットボリュームが決定されたあとは、画質以上に画像間の位置的対応が重要となる。高精度放射線治療においては、CT画像をもとに治療計画を行い、これを照射装置の寝台上で厳密に再現する必要があるが、CTと照射装置の寝台上で位置合わせにずれがあれば精巧な治療計画も机上の空論となってしまう。この点で照射装置の寝台上で治療体位で撮像されたCT画像は画質の悪さを凌ぐ意義を持つ。超高压CT画像の放射線治療における有用性

としては以下の点が挙げられる。

1) 診断用CT画像に基づいて治療計画を行った場合でも実際の治療前に治療体位での超高压X線CTを撮影することで患者セットアップの誤差を容易に検出できる。これは従来はライナックグラフィーによって確認されていたものであるが、超高压X線CTを用いることで照合がはるかに定量的に行える。

2) 従来の診断用CT画像を治療計画用に利用する方法ではCT寝台から治療機の寝台に移す際の位置的誤差が避けられなかった。超高压X線CTを撮影して患者を台上に乗せたまま治療計画を施行し、照射することによってこの誤差が大幅に減少させられる。

3) 治療前に超高压CT画像を撮影しておき、照射中に射出ビームを検出することでCT画像上に患者体内での線量分布を得ることが可能である。

4) CT値から換算することなく、患者体内の線減弱係数分布が正確に得られ、治療計画の精度向上が期待される。

1), 2)は現状の超高压CTでも十分可能である。1)に関しては、照射直前に超高压CTを撮影することにより、診断用CTを用いた位置決め精度を評価することを目的として臨床応用をルーチン



Fig. 9. Megavoltage CT scanning performed for verification of set-up in a case with cervix ca.

化している。Fig. 9 に実際の撮像の様子を示す。2) に関しては、治療計画に従ったアイソセンタ設定のため寝台を移動させる必要があるが、移動距離は数 cm であり、極めて精度のよいセットアップが可能である。しかし、すべての患者に対して毎回超高圧 CT を撮影し、治療計画を作成して照射を行うことには無理がある。精度を要する限られた症例に限られよう。この目的に利用するためには超高圧 CT を使って短時間で治療計画が完了されねばならない。現在、これを可能とする治療計画システムを開発中である。これらについては今後の報告で詳細は明らかにしていきたい。3) については現在検討中であり、今後ソフトウェアの整備が必要である。4) についてはアーチファクトを除き、画質を向上させることが前提である。

3), 4) に関する基本式は以下の通りである。単一エネルギーで強度 $I(0)$ の光子が pixel(1), pixel(2), pixel(3)……pixel(n) (ただし、厚さ $d(1)$, $d(2)$, $d(3)$ …… $d(n)$ で線減弱係数 $u(1)$, $u(2)$, $u(3)$ …… $u(n)$ を有する) を通過した際の強度 $I(n)$ は

$$I(n) = I(0) * \exp[-\{u(1) * d(1) + u(2) * d(2) + u(3) * d(3) \cdots + u(n) * d(n)\}]$$

$$(u(1) * d(1) + u(2) * d(2) + u(3) * d(3) \cdots + u(n) * d(n) \text{ は実効深})$$

線減弱係数値 ($u(1)$, $u(2)$, $u(3)$ …… $u(n)$) は線量計算のアルゴリズムに関わらず重要で、その正確な値を求めることは直接計算精度の向上につながる。治療ビームを用いた CT では逆投影法により射出ビーム強度から線減弱係数値の分布が得られ、これを利用することで、従来より正確な線量計算が期待される。また、逆に

$$I(n) = I(i) * \exp[-\{u(i+1) * d(i+1) + u(i+2) * d(i+2) + u(i+3) * d(i+3) \cdots + u(n) * d(n)\}]$$

から射出強度 $I(n)$ と線減弱係数分布が得られれば体内の pixel (i) での強度 $I(i)$ が得られる。超高圧 CT の撮影後、実治療中の射出ビームを検出することで、線量分布を評価できる可能性がある。これらのアルゴリズムについては現在研究を進めている。

これらの高精度放射線治療における超高圧 X 線 CT の利点は Swindell らの報告 (17) の他、Brahme らの報告においても議論されている。(18) とくに超高圧 X 線 CT 装置の priority は Swindell らに帰せられよう。Brahme らが未だ臨床での利用に至っていないのに対して、Swindell らはすでに臨床応用を開始している。しかし、既設の直線加速器に後から検出装置を付加する形で、開発が行われたため、以下の問題点を有し、臨床応用上の障害となっている。

- 1) マイクロ波源がマグネトロンであり、線量が安定せず、頻回の校正を要する。
- 2) 治療寝台を用いると金属部分によるアーチファクトが存在する。
- 3) 検出器のチャンネル間にコリメータを装着していないため、画質が劣る。

筆者らの一人は Swindell らとともに臨床応用に関する検討を行ったが、とくに 1), 2) の理由で臨床応用上の制約があることが分かった。本研究ではこれらの議論を踏まえ、高精度放射線治療の照合および位置決めにおける有用性を重視して設計を行った。とりわけ、照射装置全体がコンピュータ化されており、位置決めや、誤差修正時に自動

的に寝台の設定が可能である点、治療計画器とのオンライン化さらには治療計画器からの自動位置決めが可能である点で、本システムは高精度放射線治療におけるさらなる有用性を持つと考えられる。

超高圧 CT は放射線治療における新しい画像モードである。優れた画質を追求するという放射線診断学の命題には反するが、位置的対応を重視する放射線治療の分野では有用性が高く、既設のライナックに装着することにより前述の種々の利得がもたらされる。現在、位置決めの照合を中心として臨床応用が進んでいる。治療計画用 CT 画像上で決定されたアイソセンタの位置と実際に位置合わせ後撮像された超高圧 X 線 CT 画像とを比較することで、正側のライナック写真では得られなかった 3 次元での定量的誤差評価が可能となった。輪郭抽出後重ね合わせ表示をすることで 5 mm 程度の誤差が十分検出でき、修正も容易となった。従来の照合法と比較した精度評価に関しても現在検討を進めている。位置決めの照合をはじめとする本システムの臨床上の有用性に関しては今後順次報告して行きたい。

本研究の一部は厚生省癌研究助成金による研究 90-26、高精度放射線治療のための画像管理システムの開発(主任研究者伊藤彬)、文部省科学研究費助成金総合 B、原体照射に於ける照合法の開発研究(主任研究者赤沼篤夫)の援助によって行われた。

文 献

- 1) Aoki, Y., Akanuma, A., Karasawa, K. *et al.*: An Integrated treatment system and its clinical application. *Radiation Medicine* 5(4): 131-141, 1987.
- 2) Kartha, P. K. I., Chung-Bin, A., Wachtor T., Hendrickson, F. R.: Accuracy in patient setup and its consequence in dosimetry *Medical Physics* 2: 331-332, 1975
- 3) Griffiths, S. E., Pearcey, R. G., Thorogood, J.: Quality control in radiotherapy: The reduction of field placement errors. *Int. J. Radiat. Oncol. Phys.* 13: 1583-1588, 1987
- 4) 中川恵一, 赤沼篤夫, 佐々木康人: 治療計画と照合. *Innervision* 5・8: 53-55, 1990.
- 5) Kelsey, C. A., Lane, R. G., Conner, W. G.: Measurement of patient movement during radiation therapy. *Radiology* 103: 697-698, 1972.
- 6) Norwood, H. M., Stubbs, B.: Patient movements during radiotherapy. *Br. J. Radiol.* 57: 155-158, 1984.
- 7) Leong, J. C.: Use of digital fluoroscopy as an on-line verification device in radiation therapy, *Phys. Med. Biol.* 31: 985-992, 1986.
- 8) Leong, J. C., Stracher, M. A.: Visualization of internal motion within a treatment portal during a radiation therapy treatment. *Radiotherapy and Oncology* 9: 153-156, 1987.
- 9) Wong, J. W., Ying, X., Binns W. R.: Treatment verifications and patient dose estimations using portal dose imaging. In *Proceeding of the 15th PC user group meeting*, 1988.
- 10) Wong, J. W., Binns, W. R., Cheng A. Y. *et al.*: On-line radiotherapy imaging with an array of fiber-optic image reducers. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 18: 1477-1484, 1990.
- 11) Graham, M. L., Cheng, A. Y., Geer, L. Y. *et al.*: A method to analyze 2-dimensional daily radiotherapy portal images from an on-line fiber-optic imaging system. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 20: 613-619, 1991
- 12) Lam, K. S., Partowmah, M., Lam, W. S.: An on-line electronic portal imaging system for external beam radiotherapy. *Br. J. Radiol.* 59: 1007-1013, 1986.
- 13) Taborsky, S. C., Lam, W. C., Sterner, R. E., Skarda, G. M.: Digital imaging for radiation therapy verification. *Opt. Eng.* 21: 888-893, 1982.
- 14) Meertens, H., Van Herk, M., Weeda, J.: A liquid ionisation detector for digital radiotherapy of therapeutic megavoltage photon beams *Phys. Med. Biol.* 30: 313-312, 1985.
- 15) Meertens, H.: Digital processing of high energy photon beam images *Med. Phys.* 12: 111-114, 1985.
- 16) Aoki, Y., Nakagawa, K., Onogi, Y. *et al.*: A general consideration on the verification system in high precision radiotherapy. In *Proceeding of the PC user group meeting*, 1990, pp. 9-16.
- 17) Swindell, W., Simpson, R. G., Oleson, J. R.: Computed tomography with a linear accelerator with radiotherapy applications. *Med. Phys.* 10: 416-420, 1983.
- 18) Brahme, A., Lind, B., Nafstad, P.: Radiotherapeutic tomography with scanned photon beams. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 13: 95-101, 1987.
- 19) 中川恵一, 小野木雄三, 赤沼篤夫 他: 超高圧 X 線を用いた CT スキャニングの研究. 第 10 回医療情

報学連合大会論文集. 1990, pp. 725-728.

コロナ社発行, 1981.

20) 岩井喜典: CT スキャナー. 電子工学進歩シリーズ 9.

要旨: ライナックの 4 MV および 6 MV の超高圧治療用 X 線を用いた CT 画像撮影装置を完成した。タンゲステン酸カドミウム製シンチレータにフォトダイオードを組み合わせた素子 120 個からなる検出器をライナックのガントリーに対向して、線源から 160 cm の位置に装着し、回転照射の要領で撮像する。画像再構成はエンジニアリングワークステーション上でフィルタ関数逆投影法によって行う。撮影時間は 1 スライスあたり 35 秒、画像再構成時間は約 1 分である。空間分解能は約 4 mm と劣るが、治療計画及び照合に実用可能な画質を有すると考えられる。被曝線量は 4 MV, 6 MV X 線に対してそれぞれ約 1.4 cGy および 2.8 cGy であり、放射線治療を受ける患者が照射野に被曝する線量としては容認されるものと思われる。超高圧 X 線 CT を用いることにより、患者セットアップの誤差が容易に検出できる。また、超高圧 CT を治療計画用に用いることにより、CT 寝台から治療機寝台への患者の移動によるずれを解消できるため、セットアップの誤差を大幅に減少させることが可能である。本システムは高精度放射線治療の有用性を高めると考えられる。