

超高圧 X 線 CT を用いた位置決めの照合法

中川 恵一^{*1}, 青木 幸昌^{*1}, 赤沼 篤夫^{*2}, 坂田 耕一^{*1}, 寺原 敦朗^{*1},
小野木 雄三^{*1}, 馳沢 憲二^{*1}, 唐沢 克之^{*1}, 佐々木 康人^{*1}

QUANTITATIVE POSITIONING VERIFICATION USING MEGAVOLTAGE CT SCANNING

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

(Received 27 April 1992, accepted 8 October 1992)

Abstract A megavoltage X-ray CT scanner has been developed in our department. Clinical application of the system for positioning verification was investigated. Megavoltage X-ray CT scanning was performed in treatment position just prior to irradiation. The patient's positioning was verified by comparing the megavoltage X-ray CT section with diagnostic CT slices used for treatment planning. Contours of the anatomical structures on the diagnostic CT section at the isocenter level were traced and then superimposed onto the megavoltage X-ray CT section for quantitative comparison on the axial plane. Superimposition was done by moving the traced contours in parallel such that the isocenter on the diagnostic CT coincided with the image center of the megavoltage X-ray CT. Clinical application of this method in 15 cases suggested good prospects for the system.

Key words: Megavoltage X-ray imaging, Megavoltage CT scanning, Portal imaging, Verification

はじめに

従来、放射線治療における位置決めは治療装置と同一の幾何学的条件の X 線シミュレータを用いて行われてきた。しかし、ほとんどの腫瘍は透視画像では描出されないため、X 線シミュレータを用いる限り、骨構造などを目安にした比較のおおまかで広い照射野を取らねばならなかった。同様の理由で、照射法も前後対向二門に代表される単純な方法が主であった。

CT は臨床医学のすべての領域に大きな衝撃を

与えたが、放射線治療の分野もこれを機に治療の高精度化が急速に進んだ。CT 画像によって、患者体内の腫瘍病巣と決定臓器の位置は三次元的に把握されるようになった。また、線量計算に必要な体輪郭および体内の電子密度分布も得られ、治療計画の精度が躍的に向上した¹⁻⁷⁾。

さらにコンピュータや機械工学の進歩を享受した治療計画や照射技術の向上に伴い、腫瘍病巣のみに放射線を集中して照射することが可能になってきた。これにより周囲の臓器の線量を低減し、投与線量を増加することが可能になり、放射線障

^{*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, University of Tokyo, 7-3-1 Hongo, Bunkyo-ku, Tokyo 113, Japan.

^{*2} 放射線医学総合研究所 障害臨床部 Department of Radiation Health, National Institute for Radiological Sciences, Chiba, Japan.

害の低減と局所制御率の向上が期待されている⁸⁻¹¹⁾。

仮に人体が剛体であれば、治療計画はCT像を用いた位置決めによって完全に再現される。しかし、実際にはCTの寝台から治療装置寝台への移動に伴って体位の再現性が破壊されるため、治療の高精度化が進むほど、その照合、確認が重要となる¹²⁻¹⁵⁾。

従来のX線シミュレータを用いる方法では、ライナックグラフィックとの比較によって、位置決めの再現性を評価したが、CT像をもとにする治療計画では、横断面画像であるCTと透視画像のライナックグラフィックとの定量的評価は困難であった。

東京大学医学部放射線科では、ライナックの6MVX線治療ビームを用いた超高圧X線CTを完成し、臨床応用を進めている。照射寝台上での位置合わせ後、超高圧X線CTを撮像して治療計画用CT像と比較することで、位置決めの再現性の照合が三次元的かつ定量的に可能となった¹⁶⁾。本研究では、超高圧X線CTを用いた高精度放射線治療の位置決めの照合法と問題点を報告する。

方法、対象

超高圧X線CTはライナックの線源から160 cmの位置に装着した検出装置および画像再構成用エンジニアリングワークステーションから成る。検出装置はタングステン酸カドミウムシンチレータ素子120個を有し、各素子間には散乱線除去用にヘビーメタルコリメータが取り付けられている。このため、検出素子間のピッチは約5.5 mmで、空間分解能は約3.5 mmとなった。撮像は210度振子照射の要領で行い、撮像時間は38秒であった。画像再構成はフィルタ関数逆投影法で行い、要する時間は約1分であった。被曝線量は1スライスあたり約2.8 cGyであり、放射線治療患者の被曝としては容認できる範囲内と考えられた。患者の体輪郭や臓器の位置の再現性に関しては、十分臨床応用に耐える精度を有することが分かっている。本装置の基礎的仕様、画質、描出位置に関する再現性、検査時間、被曝線量についてはすでに報告済みである¹⁶⁾。

誤差検出の精度について、臨床応用に先だって、人体ファントムを用いた精度評価を行った。治療計画用CTで人体ファントムをスキャンし、ファントム表面に付けたマークを用いて同一部位を超高圧X線CTで撮像した。さらに、水平方向および体軸方向に1 mm単位で寝台を移動させて超高圧X線CTを撮像し、検出できる最小誤差を求めた。その評価の結果、横断面内では2 mmの精度で誤差が検出できることが確認された。Fig. 1aに治療計画用CT像(線画で重ね合わせ表示される)に対応した超高圧X線CT像を示す。Fig. 1bはアイソセンタに対して水平方向にファントムを2 mm移動させて撮像した超高圧X線CT像である。水平方向に2 mmのずれが指摘できる。体軸方向についても、治療計画用CTが2 mmピッチで撮像されていれば、2 mmの精度で誤差が検出可能である。

位置決めの照合は、位置合わせ後、超高圧X線CTを撮影して、治療計画用CTと比較した。治療計画用CT像はCTS-10(島津製作所)を用いてマルチスキャンにて行った。スライス幅、ピッチは症例に応じて2~10 mmとした。治療計画用CT、超高圧X線CTともに撮影中の呼吸停止は行わなかった。治療計画用CT撮影時には患者皮膚面上に、CT画像上の中心(体軸方向に数点)をレーザーポイントにより投光し、3点のマークを付して、位置決めの参照点とした。治療計画はModulex (CMS社)を用いた。治療寝台上での位置決めは、皮膚参照点から治療計画の結果決定されたアイソセンタ(真のアイソセンタ)までの相対座標分寝台を移動して行った。位置決めの再現性が完全に保持されていれば、真のアイソセンタは超高圧X線CTの画像中心(実際のアイソセンタ)に一致するはずである。

実際には、治療計画用CT像の中心スライスと超高圧X線CT像とをスーパーインポーズ表示し、両画像で描出される体輪郭と臓器の一致の度合によって位置決めの精度を評価した。スーパーインポーズにあたっては、治療計画用CT像上に真のアイソセンタをマークして、臓器とグリッドおよびアイソセンタを線画として輪郭抽出し、超高圧X線CT像に重ね合わせ表示を行った。



Fig. 1 a. A megavoltage X-ray CT image for a humanoid phantom. A corresponding conventional CT for the same site is indicated as superimposed lines.
 b. A megavoltage X-ray CT image for the phantom with 2 mm deviation from the isocenter in the horizontal direction.

体位の誤差は、患者の回転による誤差と寝台の平行移動で修正される線形の誤差とに分かれる。回転による誤差のうち、冠状断面上および矢状断面上の回転では、それぞれ上下および左右に関して対称性が失われる。軸状断面上の回転では、画像は回転する。線形の誤差に関しては、軸状断面上での誤差は水平、垂直方向に分けて誤差を計測した。体軸方向の誤差は、一連の治療計画用 CT 像のうち、超高压 X 線 CT 像と最も一致する面を求

め、真のアイソセンタとの距離を計測した。

患者の回転による誤差が検出された場合は再度位置決めを行い、超高压 X 線 CT を撮影して照合した。誤差が解消できない際は治療計画をやり直した。線形の誤差のみの場合は、誤差を入力しコンピュータによる寝台位置の自動修正を行った。

本法を用いた位置決め精度の評価を 15 例において施行した。本法による位置決めの照合は初回治療時に施行された。Table 1 に症例の背景を記す。

Table 1. Summary of background information and results concerning positioning deviation in the cases involved in the study

Case no.	Age	Sex	Primary disease	Treatment site
1	81	female	Cervix cancer	Uterus
2	41	female	Cervix cancer	Small pelvis
3	37	male	Primary unknown	Brain (parietal lobe)
4	58	male	Lung cancer	Pulmonary hilum
5	34	female	Chondroblastoma	Skull base
6	43	female	Meningioma	Skull base
7	72	male	Lung cancer	Brain (occipital lobe)
8	57	male	HCC	Brain (parietal lobe)
9	68	male	S/O Lung cancer	Chest wall
10	56	male	Pituitary adenoma	Pituitary gland
11	31	male	Chondrosarcoma	Clivus
12	50	female	Chordoma	Skull base
13	50	male	HCC	Hepatic hilum
14	63	female	Meningioma	Skull base
15	27	male	Testis teratoma	Brain (occipital)

症 例

本法による位置決めの際の過程および結果を2症例(症例4, 症例11)においてまとめる。症例4は位置決めの際の誤差が指摘されたもの、症例11は誤差を認めなかったものである。

症例4 進行肺癌

治療計画用CT像はFig. 2a-cの通りである。治療計画装置上で、線量分布を計算しながら試行錯誤によって決定された真のアイソセンタ位置をFig. 2bの矢印で示す。位置決めの際、真のアイソセンタを治療装置の回転中心に一致させた。位置決め後、照射直前に撮影した超高压X線CTをFig. 3に示す。位置決めの際の再現性が保たれれば、真のアイソセンタとFig. 3の実際のアイソセンタが一致するように平行移動で重ね合わせることで、両者の体表面、臓器の輪郭は完全に一致するはずである。頭尾方向および左右方向には誤差がみられないことが分かったが、背腹方向には誤差を認めた。Fig. 2bのCT像から輪郭抽出を行い、真のアイソセンタをFig. 3の実際のアイソセンタに重ね合わせたものがFig. 4である。背腹方向に約1

cmのずれが認められた。

症例11 左斜台のChondrosarcoma

治療計画用CT像(Fig. 5a-c)と真のアイソセンタ(Fig. 5bの矢印)および超高压X線CT像(Fig. 6)を示す。Fig. 5bとFig. 6をスーパーインポーズしたものがFig. 7である。両者の間にずれがなく、再現性のよいセットアップが行われた。

結 果

15例における照合結果をTable 2にまとめる。患者の回転を認めた場合は、平行移動では修正できないため、3軸の方向の誤差は記載しなかった。3軸方向ともに誤差が見られなかった症例はいずれも頭蓋内腫瘍であり、体輪郭、臓器輪郭とも完全に一致した。臓器の運動などにより、体輪郭と体内臓器の輪郭で一致の度合いに差があると判断された際には、体輪郭を優先して誤差の評価を行った。

頭頸部では位置決めの際の再現性が良好であるのに対して、胸部では1cm以上の誤差を認めたものもあった。また、シエルを使用した症例では使用しなかった症例に比較して誤差が少なかった。線形



Fig. 2 a-c. CT slices for treatment planning in an advanced lung cancer (case no. 4). 2b is the center slice, 2a and 2c are 1 cm cephalad and caudal slices, respectively. The arrow in Fig. 2b indicates the isocenter determined through treatment planning.



Fig. 3. A megavoltage X-ray CT slice taken in treatment position for the case no. 4.

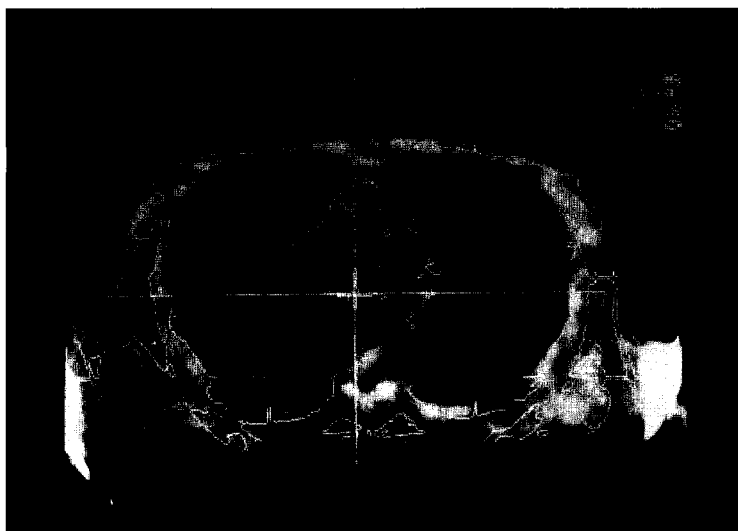


Fig. 4. A superimposed image for positioning verification.

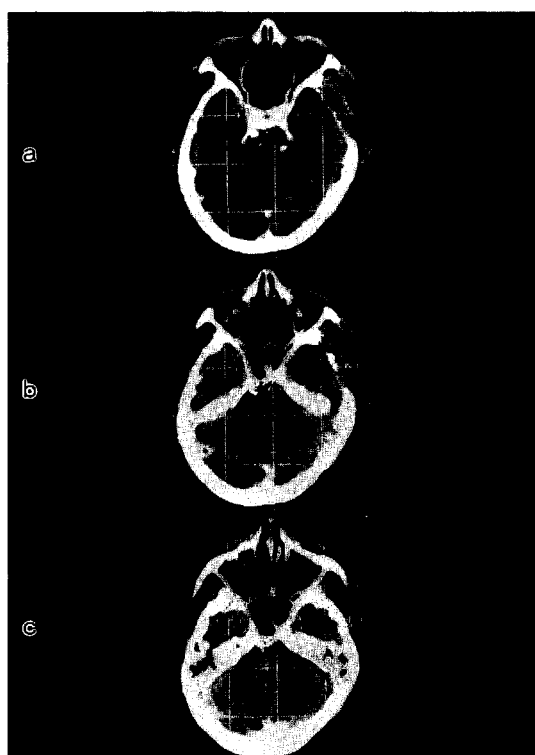


Fig. 5 a-c. CT slices for treatment planning in a skull base chondrosarcoma (case no. 11). 5b is the center slice, 5a and 5c are 1 cm cephalad and caudal slices, respectively. The arrow in Fig. 5b indicates the isocenter determined through treatment planning.

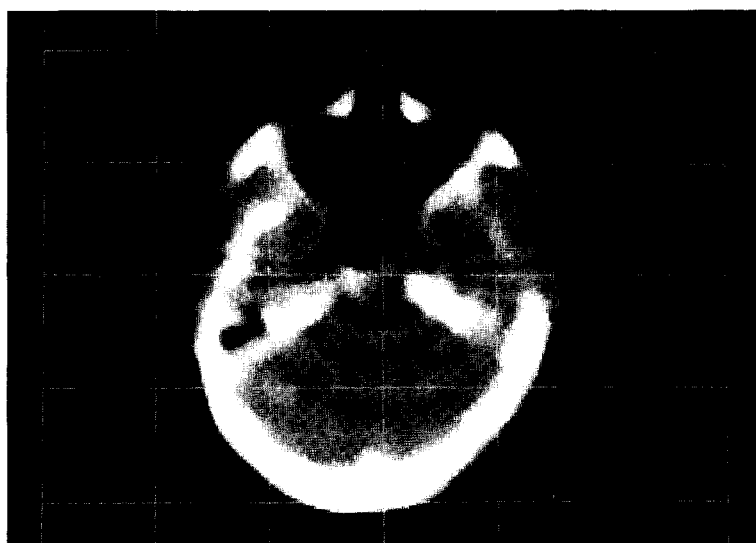


Fig. 6. A megavoltage X-ray CT slice in treatment position for the case no. 11.

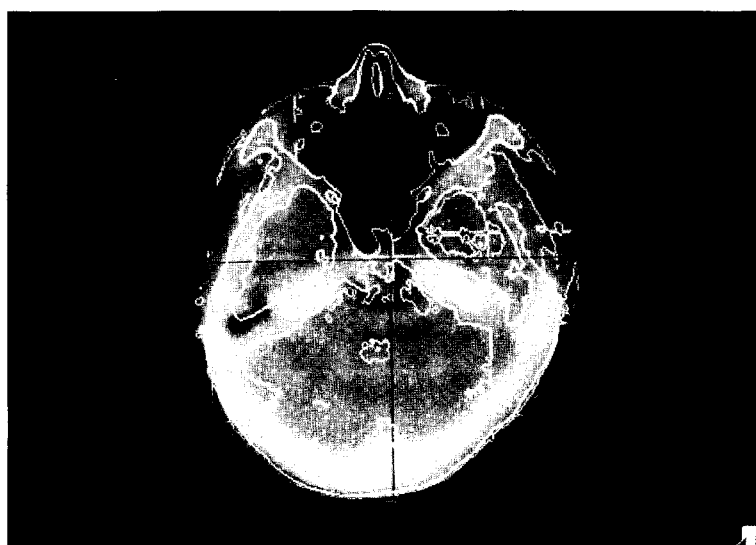


Fig. 7. A superimposed image for positioning verification.

の誤差に関しては定量的な検出が可能であり、寝台の移動によって、修正も簡単であった。回転誤差についても容易に検出できた。Fig. 8 に症例 7（肺癌の脳転移）でのスーパーインポーズ像を示す。軸状断面上の回転が明かである。

超高压 X 線 CT は密度分解能が劣るため、胸部では胸壁と肺、頭部や腹部および骨盤では脳や骨構造が比較のためのランドマークとなった。本法

は、X 線シミュレータとライナックグラフィー間の照合に比べ、頭尾方向の誤差の検出が問題となるが、頭尾方向で体輪郭と骨構造の変化に乏しい上腹部以外では照合に困難を認めなかった。治療計画用 CT が 2 mm などの細かい間隔で撮像されている場合は超高压 X 線 CT 像と比較することで、2~3 mm の精度で体軸方向の平行移動誤差を指摘できたが、治療計画用 CT の撮影ピッチが荒

Table 2. Summary of clinical results concerning positioning deviation detected with megavoltage X-ray CT scanning.

Case no.	Shell	Horizontal	Vertical	Longitudinal	Distortion
1	(-)	0 mm	2 mm	4 mm	
2	(-)				(+)
3	(-)	0 mm	0 mm	0 mm	
4	(-)	0 mm	10 mm	0 mm	
5	(+)	0 mm	0 mm	0 mm	
6	(-)				(+)
7	(-)	4 mm	0 mm	0 mm	
8	(-)	4 mm	2 mm	4 mm	
9	(-)	0 mm	10 mm	0 mm	
10	(-)				(+)
11	(-)	0 mm	0 mm	0 mm	
12	(+)	0 mm	0 mm	0 mm	
13	(-)	0 mm	4 mm	0 mm	
14	(+)				(+)
15	(-)	0 mm	0 mm	0 mm	

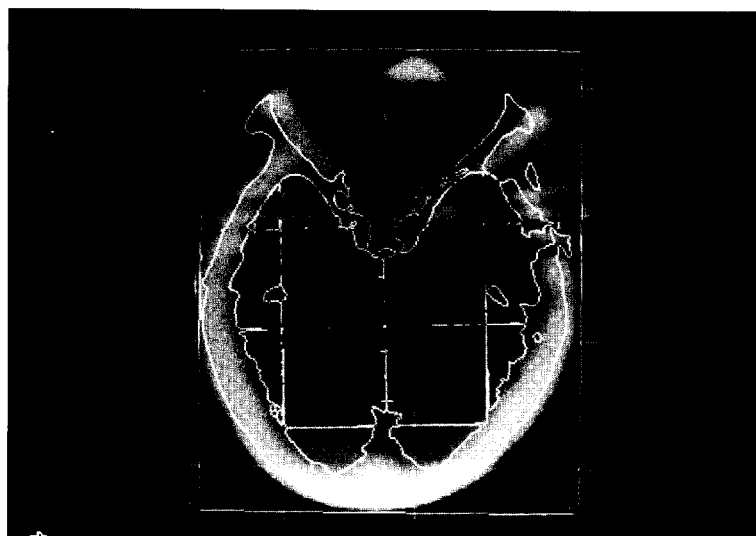


Fig. 8. A superimposed image in a case of metastatic brain tumor (case no. 7). Distortion (rotation along the longitudinal axis) in positioning is detected.

い場合では 5 mm 程度の精度でしか、誤差を検出できなかった。軸状断面内での比較は輪郭抽出によるスーパーインポーズが有効であった。照合に要する時間は撮像開始から 10～15 分であった。

考 察

近年の治療計画装置や照射法の進歩に伴って、放射線治療の高精度化が進んでいる。この際に最も問題となる点の一つは CT 寝台から照射装置寝

台へ患者を移動させる際の位置のずれである。CT 寝台上の体位を正確に再現できなければ精密な治療計画も机上の空輪となる。X 線シミュレータ写真とライナック写真とを比較する従来の方法に対して、本法では CT 横断像間の比較であるため、CT 像を基本とする高精度放射線治療の照合法として有用性が高いと考えられる。超高压 X 線 CT 像と治療計画用 CT 像との比較によって、位置決めの定量的な照合が可能となる。

本法では、横断面上での誤差の検出能に比べて、体軸方向の検出能はやや劣る。これは一連の診断用 CT の分解能が、横断面内に比べて体軸方向において格段に劣るためで、スライスピッチを細かくすることで改善された。頭頸部では体輪郭が体軸方向に関して急激に変化するため、治療計画用 CT のピッチを 2 mm とすることで体軸方向の誤差評価についても高い精度が得られる。下腹部では骨盤骨の変化が、胸部では肺と縦隔の変化がよい指標となり、同様に高い精度が期待できる。一方、上腹部などの、体軸方向で体輪郭や骨構造の変化が乏しい部位では、治療計画用 CT の撮影ピッチが細かくても、体軸方向の誤差の検出が困難な場合がある。この場合は治療寝台を移動して超高压 X 線 Computed radiogram を撮像して、体軸方向の誤差を検出した。

位置決めの照合のみならず、本装置を治療計画そのものに利用することで、治療計画用 CT 装置から照射寝台への移動に伴う位置のずれを解消できる可能性がある。照射寝台上で超高压 X 線 CT を撮影して治療計画を行い、治療する。患者は治療終了まで寝台上で横臥することとなるが、治療計画用 CT 装置から照射装置への移動がない。現状では、空間分解能および密度分解能が劣るため、予め撮影された CT 像を参照する必要がある。ただし、この方法は超高压 X 線治療ビームに対する電子密度分布が直接得られることから線量計算の精度が向上する可能性がある¹⁶⁾。

超高压 X 線 CT、治療計画装置、照射装置との間に LAN ネットワークを付設してデータ転送時間の短縮を可能とした。寝台間の移動を伴わず治療計画用 CT 画像を取得できる手段として、ガンマナイフ治療装置では対応できない体幹部の腫瘍

に対する一回大線量投与法を中心に臨床応用を開始している。

現在、検出器は素子を線状に配列したものであるが、これを平面状に配列した検出装置を用いることで、将来は寝台の移動なしに超高压 X 線 Computed radiogram を得ることが可能となる。また、これにより多数の超高压 X 線 CT 画像が一度に撮影できることから、さらに有用性が高まるものと考えられる。今後の大きな改善点と考え、検討を加えている。

一方、検出素子の劣化の問題から、現状では使用時にのみ検出器を装着し、初回治療時にのみ照合を行った。各治療回ごとに体位のずれや体表面の変化が発生するため、位置決めの再現性の確認には本来毎回の照合が望まれる。使用時以外は検出器を格納し、使用時にのみ所定位置へスライドさせるなどの方法を検討している。また、照合に要する時間が 10-15 分と長い場合、この間に患者の体位にずれを生じる可能性がある。ソフトウェアの改良等による照合時間の短縮を検討したい。

本研究の一部は厚生省がん研究助成金 2-26 および文部省科学研究費試験研究 01870046 によって行われた。

文 献

- 1) Scherouse, G. W., Novin, K., Chaney, E. L.: Computation of digitally reconstructed radiographs for use in radiotherapy design. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **18**: 651-658, 1990.
- 2) McShan, D. L., Fraass, B. A., Lichter, A. S.: Full integration of the beam's eye view concept into computerized treatment planning. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **18**: 1485-1494, 1990.
- 3) Badcock, P. C.: The role of computer tomography in the planning of radiotherapy fields. *Radiology* **147**: 241-244, 1983.
- 4) Prasad, S. C., Glasgow, G. P., Purdy, J. A.: Dosimetric evaluation of a computed tomography treatment system. *Radiology* **130**: 777-781, 1979.
- 5) Sontag, M. R., Cunningham, J. R.: The equivalent tissue-air ratio method for making absorbed dose calculations in a heterogeneous medium. *Radiology* **129**: 787-794, 1978.
- 6) Henson, P. W., Fox, R. A.: The electron density of

- bone for inhomogeneity correction in radiotherapy planning using CT numbers. *Phys. Med. Biol.* **29**: 351-359, 1984.
- 7) Mohan, R., Chui, C., Miller, D. *et al.*: Use of computerized tomography in dose calculation for radiation treatment planning. *CT* **5**: 273-282, 1981.
- 8) Goitein, M., Abrams, M., Rowell, D. *et al.*: Multi-dimensional treatment planning: II. Beam's eye-view, back projection, and projection through CT sections. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **9**: 789-797, 1983.
- 9) Chin, L. M., Kijewski, P. K., Svensson G. K. *et al.*: Dose optimization with computer-controlled gantry rotation, collimator motion and dose-rate variation. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **9**: 723-729, 1983.
- 10) Takahashi, : K., Purdy, J. A., Liu, Y. Y. Treatment planning system for conformation radiotherapy. *Radiology* **147**: 567-673, 1983.
- 11) Aoki, Y., Akanuma, A., Karasawa, K. *et al.*: An Integrated treatment system and its clinical application. *Radiation Medicine* **5**: 131-141, 1987.
- 12) Kartha, P. K. I., Chung-Bin, A., Wachtor, T. *et al.*: Accuracy in patients setup and its consequence in dosimetry. *Medical Physics* **2**: 331-332, 1975.
- 13) 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.
- 14) Kelsey, C. A., Lane, R. G., Conner, W. G.: Measurement of patients movement during radiation therapy. *Radiology* **103**: 697-698, 1972.
- 15) Norwood, H. M., Stubbs, B.: Patient movements during radiotherapy. *British J. Radiol.* **57**: 155-158, 1984.
- 16) 中川恵一, 青木幸昌, 赤沼篤夫 他: 直線加速器の超高压 X 線を用いた CT 撮影装置(超高压 CT)の開発. 日本放射線腫瘍学会誌 **3**: 265-276, 1991.

要旨: 放射線照射装置の超高压 X 線ビームを用いた CT 撮影装置の臨床応用を開始した。今回は位置決めの誤差の照合に関する評価を行った。治療計画に従って照射寝台上で位置決めを行った後、超高压 X 線 CT を撮影し、治療計画用 CT 像と比較した。治療計画用 CT 像の輪郭を抽出して超高压 X 線 CT 像にスーパーインポーズすることで、定量的照合を可能とした。高い精度の位置決めを要する 15 例で臨床応用を行った結果、本法の有効性が確認された。三座標軸方向の誤差のほか、体位のねじれや回転の検出も容易であった。照合法の実際を中心に、臨床応用を含めて報告する。