

Title	CT横断画像より放射線治療シミュレーションを再構成するためのCT値重み付け法
Author(s)	荻野, 尚; 柄川, 順
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1991, 51(4), p. 406-414
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/14743">https://hdl.handle.net/11094/14743</a>
rights	
Note	

*Osaka University Knowledge Archive : OUKA*

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

Osaka University

## CT 横断画像より放射線治療シミュレーション像を再構成する ための CT 値重み付け法

国立がんセンター病院放射線治療部

萩野 尚 柄川 順

（平成2年5月18日受付）

（平成2年8月21日最終原稿受付）

### Algorithms of CT Value Correction for Reconstructing a Radiotherapy Simulation Image Through Axial CT Images

Takashi Ogino and Sunao Egawa

Department of Radiation Therapy, The National Cancer Center Hospital

---

Research Code No. : 601

---

Key Words : Computed tomography, 3-D treatment planning,  
Simulation image, Port film, Verification

---

New algorithms of CT value correction for reconstructing a radiotherapy simulation image through axial CT images were developed. One, designated plane weighting method, is to correct CT value in proportion to the position of the beam element passing through the voxel. The other, designated solid weighting method, is to correct CT value in proportion to the length of the beam element passing through the voxel and the volume of voxel. Phantom experiments showed fair spatial resolution in the transverse direction. In the longitudinal direction, however, spatial resolution of under slice thickness could not be obtained. Contrast resolution was equivalent for both methods. In patient studies, the reconstructed radiotherapy simulation image was almost similar in visual perception of the density resolution to a simulation film taken by an X-ray simulator.

#### はじめに

CT 画像を用いた三次元放射線治療計画は、複数枚の CT 横断面画像より Target 等を入力する基本的な方法から発展し、画面上であらゆる方向に対応してビームをシミュレートさせたり、シネモードなどを用いて三次元的にみせたりする三次元表示法、そして三次元の線量分布計算などへと進歩してきており、その発展は目覚ましいものがある。一方、最終的な治療の位置確認画像としては治療装置のビームで撮影された照準写真（port film：check film, verification film<sup>1)</sup>）を用いているのが現状であり、この照準写真は透過平面画像である。したがって、三次元治療計画と実際の照

射との間で位置確認のための画像照合を行なう際には三次元座標の平面化を行なう必要がある。すなわち、X 線 CT の横断面画像（以下 CT 画像と略す）を複数枚用いて三次元的に計画された治療は、その CT 画像データを用いて治療ビームで得られる照準写真と同様な透過像を得なければならない。この種の透過像は、simulated beam film<sup>2)</sup>、projection through CT data<sup>3)</sup>、CT シミュレーション像<sup>4)</sup>、デジタル合成シミュレーション像<sup>5)</sup>、等の名称で呼ばれている。我々はコンピュータド・シミュレーション像（Computed Simulation-graphy；以下 CS 画像と略す）という名称を与え、その画像を利用した治療計画装置を開発し、

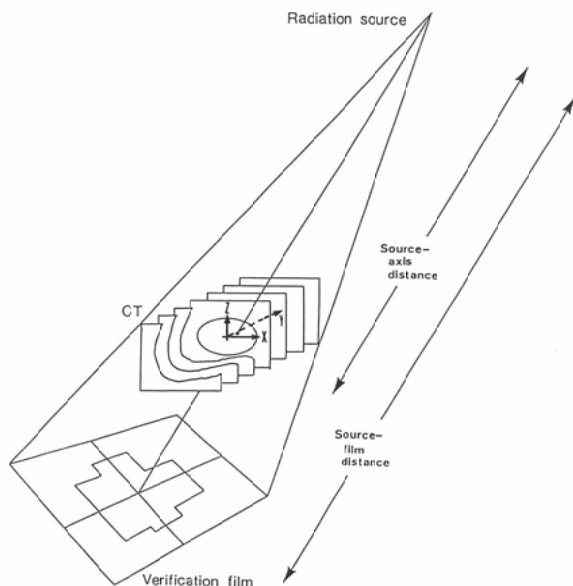


Fig. 1 Geometry of radiotherapy simulation image reconstructed from axial CT scans. Corrected CT value of each voxel is summed along divergent rays emanating from the anticipated source of radiation. Radiotherapy simulation image is then reconstructed so that it lies in the identical geometrical position as a verification film taken by the anticipated treatment beam.

すでに実際の臨床に応用している<sup>6)7)</sup>。また、粒子線治療の位置確認画像として利用される計画もある<sup>8)</sup>。CT画像から作り出される透過平面画像の再構成過程は、基本的にはある点線源から見込んだ時に、通過ビーム経路に沿って各画素のCT値を積分するという処理で得られる<sup>2)~7)</sup>。しかしながら、各画素に対してビームは斜めに通過することになるので (Fig. 1)、単純にCT値を加算したのでは実際のX線吸収による濃度とは異なることは明白である。したがってCT値の加算処理過程において何らかの補正処理を行なう必要があるが<sup>9)</sup>、文献的にはその方法はほとんど明らかにされていない。今回我々は、空間及び濃度分解能を向上させ、かつ従来の透過X線像 (X線シミュレータによる位置確認写真) に近いCS画像を得るための独自のCT値重み付け法を開発したので報告する。

## 方法および対象

### 1) 使用装置

CT撮影装置は、GE社製CT 9800 Quickを用いた。透過平面画像の再構成には32ビットパーソナルコンピュータを画像処理用に拡張したものを用いた。CT装置と画像処理装置はGPIB (General purpose interface bus)を通じて連結し、CT画像の転送を行なった。CT画像は512×512マトリックスで撮影したが、画像処理においてはコンピュータの記憶容量と計算時間の節約のため256×256マトリックスに圧縮した。画像処理に用いたプログラミング言語はLATICE-CおよびFORTRANである。再構成されたCS画像は再びCT装置に転送し、画面上に出力したのちマルチフォーマットカメラでハードコピー化した。

### 2) 画像再構成理論

画像再構成には座標の定義が重要であるが、Fig. 1に示すような体軸をY軸とした右手直交座標系を用いてまず説明する。CT画像の各スライスは撮影スライス厚分の厚みを持っているが、ここではその厚みの中央における面として各スライスのY座標を定義した。次に、あるスライスにおけるピクセルA (CT値=CT<sub>a</sub>)とそのとなりのスライスにおいてX-Z座標が一致対応するピクセルB (CT値=CT<sub>b</sub>)で囲まれる直方体を1画素とした。

放射線治療シミュレーション像となる再構成画像平面上のあるマトリックスと疑似放射線源を結ぶ直線をビーム要素と定義する。再構成画像平面上のあるマトリックスの相対的濃度値 (CS<sub>k</sub>)は各画素のCT値のビーム要素に沿った経路積分で与えられる。

$$CS_k = \sum CT_i$$

ここで、CT<sub>i</sub>とはビーム要素の各画素における補正されたCT値である。補正に用いることができる値としては各画素のCT値 (CT<sub>a</sub>, CT<sub>b</sub>)および体積、画素を横切るビーム要素の位置や長さ等であるから、それらを用いて補正されなければならない。基本的には、CT<sub>i</sub>はCT<sub>a</sub>とCT<sub>b</sub>との関数で与えられるから、

$$CT_i = f (CT_a, CT_b)$$

この関数式がすなわちCT値の補正方法である。今回我々が開発した計算法は以下の二通りである。

(A) 平面(重み付け)法(Plane weighting method)

Fig. 2において画素を横切るビーム要素の線分(画素への入射点をP, 射出点をP'とすると $\overline{PP'}$ )の midpoint ( $P_i$ )を求める。P<sub>i</sub>より各ピクセルに垂線をおろし、それぞれのピクセルからの距離(ピクセルAからの距離をn<sub>a</sub>, ピクセルBからの距離をn<sub>b</sub>とする)の比でCT値を比例配分し、その値をこの画素におけるビーム要素のCT値( $CT_i$ )

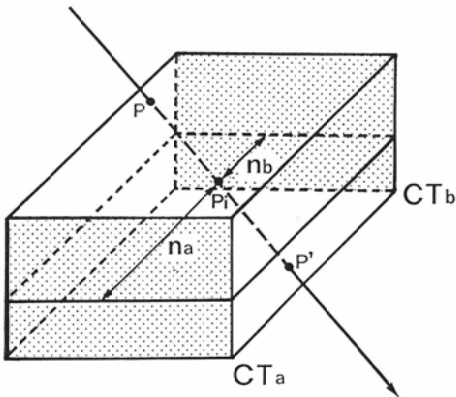


Fig. 2 Schematic diagram of the method of CT value correction. (A) Plane weighting method. Corrected CT value ( $CT_i$ ) of the beam element passing through the voxel is  $CT_i = CT_a \cdot n_b / (n_a + n_b) + CT_b \cdot n_a / (n_a + n_b)$

とする。すなわち、

$$CT_i = CT_a \cdot n_b / (n_a + n_b) + CT_b \cdot n_a / (n_a + n_b)$$

(B) 立体(重み付け)法(Solid weighting method)

Fig. 3において画素をスライス方向に1mm間隔の直方体に分割し、線形補間法により分割された各画素にCT値( $CT_{(ab)i}$ )を与える。各画素の体積はCTの撮影領域によって異なってくる。この分割された画素を横切るビーム要素の線分の長さ(分割画素への入射点をP, 射出点をP'とすると $\overline{PP'} = p_i$ )を分割画素の体積( $V_i$ )で除したものを重み係数として、分割画素のCT値( $CT_{(ab)i}$ )に乗ずる。すなわち、

$$CT_i = CT_{(ab)i} \cdot p_i / V_i$$

3) 使用ファントム

空間分解能および濃度分解能測定のためのファントムを2種類作成した。それぞれをFig. 4, 5に示す。Fig. 4のファントムは高コントラスト空間分解能用で、中心より放射状に内側から直径2, 3, 5, 7, 10, 12mmの穴を開けた厚さ3mmのアルミニウム板を厚さ10mmの亚克力板で挟んだものである。これらの孔が分離して認められる最小径を最大分解能とするものである。Fig. 5は空間および濃度分解能ファントムで、20mm厚の亚克力内に以下に述べるアルミニウムが埋め込まれたものである。空間分解能測定には5-line-pair/cmから1-line-pair/cmのアルミニウムによる棒状のコントラストパターン、および放射状のアルミニウムによるスター状パターンを用

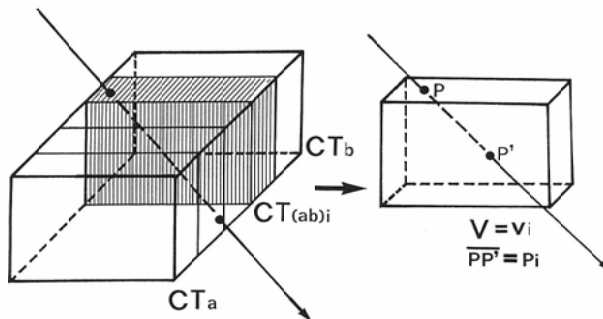


Fig. 3 Schematic diagram of the method of CT value correction. (B) Solid weighting method. Corrected CT value ( $CT_i$ ) of the beam element passing through the voxel is  $CT_i = CT_{(ab)i} \cdot p_i / V_i$

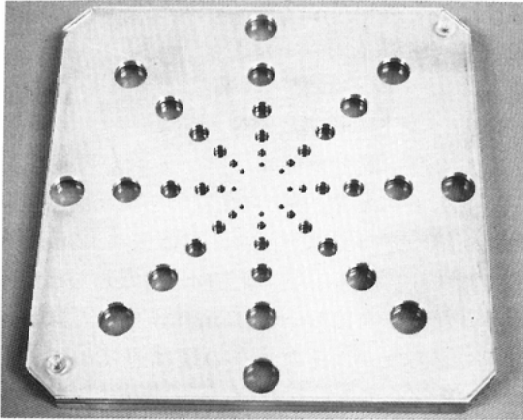


Fig. 4 An aluminium phantom for measuring spatial resolution.

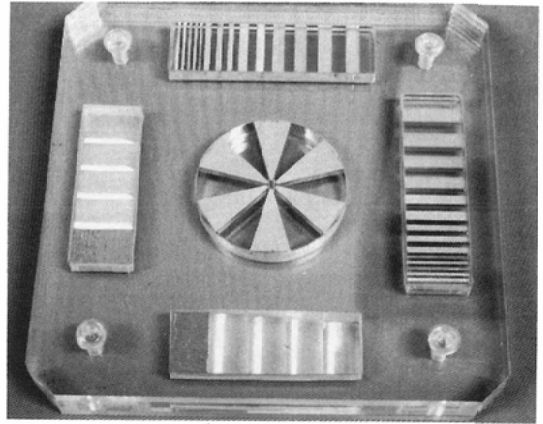
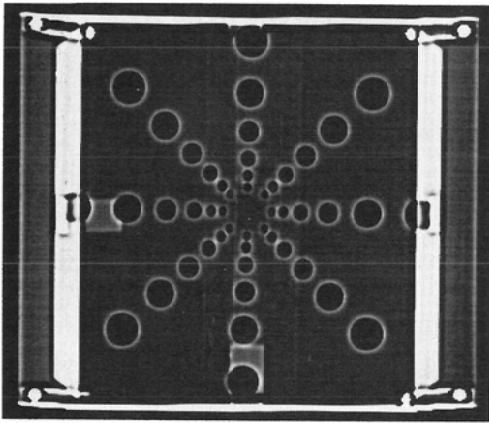
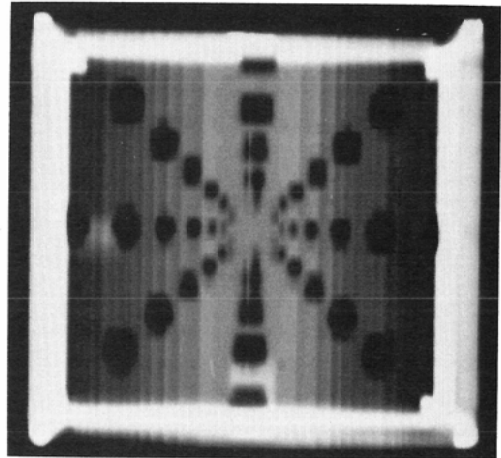


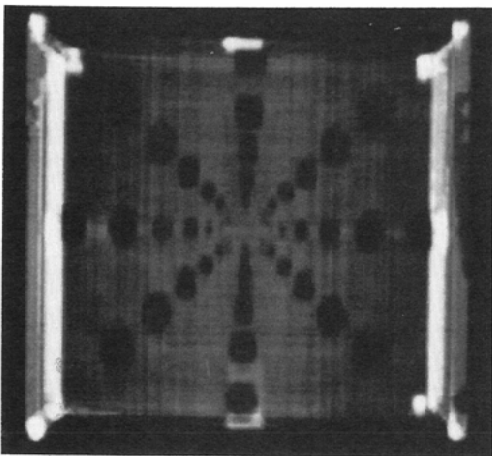
Fig. 5 An aluminium and acrylic phantom for measuring spatial and contrast resolution.



a



b



c

Fig. 6 A comparison of the image of the phantom shown in Fig. 4. (a) The original image. (b) The reconstructed image using plane weighting method. (c) The reconstructed image using solid weighting method.

い、濃度分解能測定のために1, 2, 3, 4, 5mmの厚さのアルミニウムを配列し、20%濃度分解能測定に用いた。尚、各ファントムは20×20×20cmアクリル製の専用容器に入れて、CT画像を得た。

#### 4) 画像再構成条件

CT画像のスライス厚は治療計画の実用的レベルの下限と考えられる5mmで統一した。画像再構成のためのCT画像のマトリックス数は前述のように256×256である。また、再構成画像面のマトリックス数は256×256である。治療装置の幾何学的条件は焦点一回転中心間距離100cmとして、架台角度0度または90度の画像を再構成した。

以上のような方法で、上述の二通りのCT値重

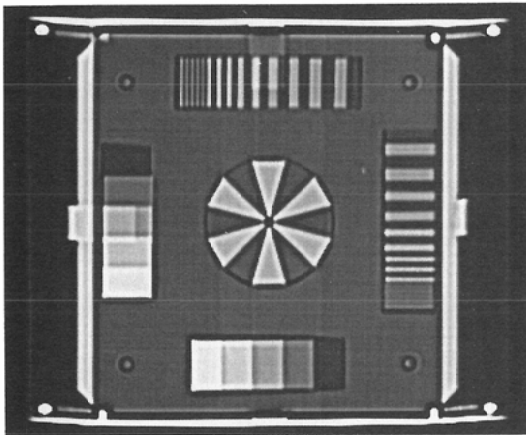
み付け法を用いて、ファントムと人体におけるCS画像の作成を行なった。

### 結 果

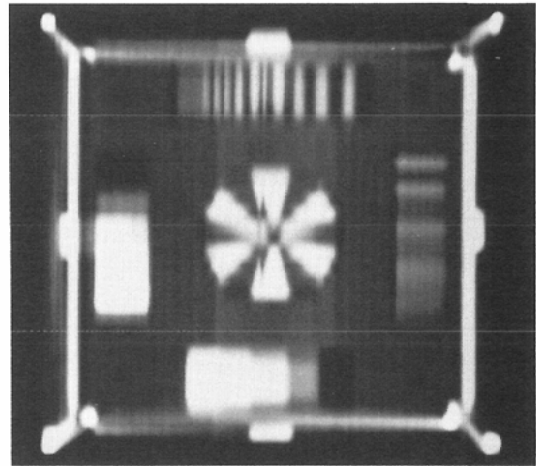
#### 1) ファントム再構成画像

Fig. 4の空間分解能用ファントムの再構成結果をFig. 6に示す。横方向すなわち横断面内方向および斜め方向では平面法、立体法共に2mm径まで識別可能であった。縦方向、すなわち横断面と垂直な面方向においては7mm径までの識別が可能であったが、それ以下の径は連続してつながった孔としてみられた。

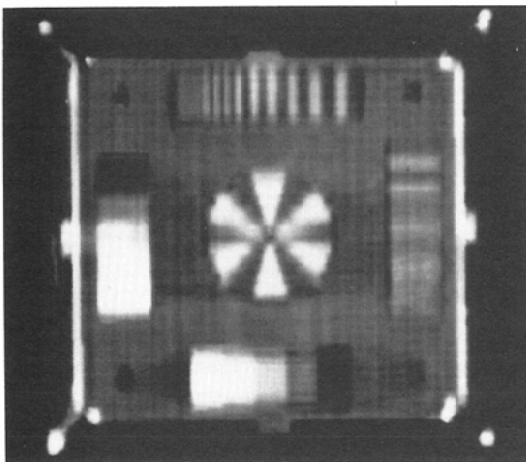
Fig. 5の空間・濃度分解能用ファントムの再構成結果をFig. 7に示す。平面法、立体法共に横方



a



b



c

Fig. 7 A comparison of the image of the phantom shown in Fig. 5. (a) The original image. (b) The reconstructed image using plane weighting method. (c) The reconstructed image using solid weighting method.

向では 3-line-pair/cm の識別が可能であったが、縦方向においては 1-line-pair/cm のみの識別にとどまった。ファントム中央部のスター状パターンにおいては立体法の方が分解能が高いと思われた。一方、濃度分解能に関しては、両方共に 20% 濃度差まで識別可能であった。

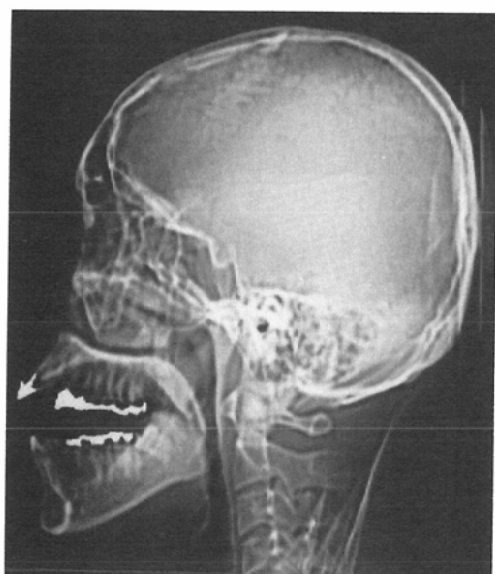
ファントムにおいては平面法では横断面と垂直方向の縞状アーチファクトが目立ったが、立体法ではスライス間を補間した影響で、横断面方向の縞模様も目立った。

## 2) 人体における再構成画像

頭部および腹部の再構成像をそれぞれ Fig. 8, 9 に示す。頭部においては平面法、立体法で大きな差を認め得なかった。腹部においては、平面法が立体法よりむしろ椎体辺縁の輪郭が認識しやすいと思われた。

## 考 案

放射線治療において、照射野の位置確認画像としては、X 線シミュレーター位置確認写真と、治療ビームで撮影される check film が従来より用いられており、それらを照合することにより照射野の適正性、再現性をチェックしてきた<sup>1)9)10)</sup>。ところが、CT 画像に基づいた治療計画では横断面



a



b



c

Fig. 8 A comparison of the image of the head. (a) The original image. (b) The reconstructed image using plane weighting method. (c) The reconstructed image using solid weighting method.

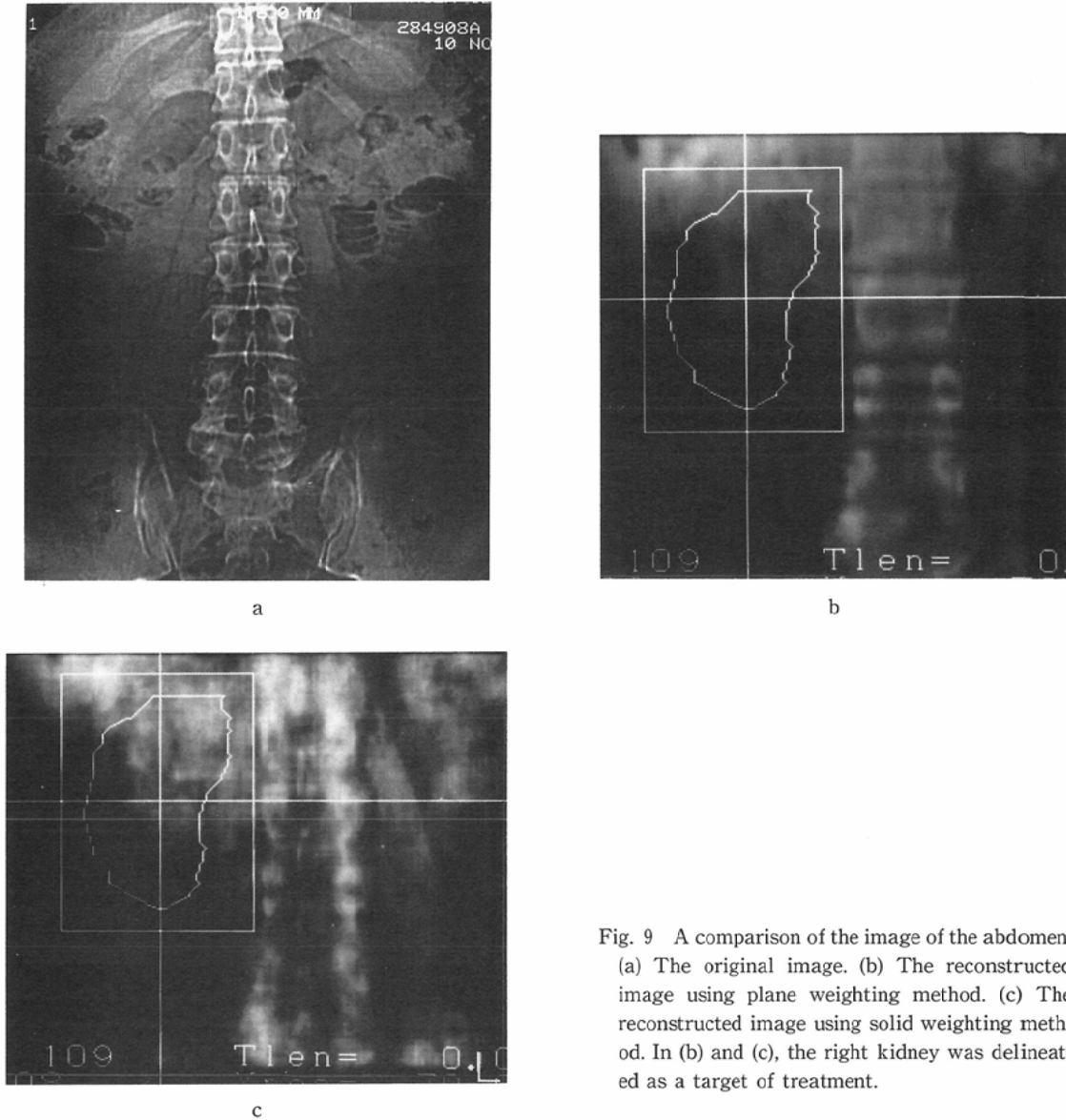


Fig. 9 A comparison of the image of the abdomen. (a) The original image. (b) The reconstructed image using plane weighting method. (c) The reconstructed image using solid weighting method. In (b) and (c), the right kidney was delineated as a target of treatment.

画像は元より、スキャノグラムであっても画像撮影のための幾何学的位置関係は治療ビームのそれとは異なっている。そのため治療計画画像と照射部位確認画像両者の整合性を図るために、手作業による計測や修正を余儀なくされていた<sup>11)12)</sup>。腫瘍・正常組織の位置、線量分布計算などにCT画像が必須の現在、高精度放射線治療のためには、照射部位の位置確認画像として治療計画を行った画像を用いるのは当然のことであろう。CS画像

をはじめとするこの種の再構成透過平面画像が必要とされるようになった背景は以上のような理由によるものである。

画像照合を行う際、解剖学的ランドマークとして骨・含気部分（気道や肺など）、また人工的ランドマークとして体内に埋め込まれたシード・クリップなどを元に照合を行うのが一般的な方法である<sup>11)10)</sup>。CT画像を基にした最近の治療計画装置では基本的にはX線シミュレータによる位置決



めの過程を省くことが可能、あるいはX線シミュレータ装置そのものを省くことを目的としている<sup>4)6)7)13)</sup>。したがって、CS画像はじめ、CT画像より再構成した透過平面画像はX線シミュレータによる位置確認写真の代わりを果たすことになる。したがって画質としては解剖学的・人工的ランドマークが認識でき、できるだけX線シミュレータ位置確認写真の画質に近づける必要があると思われる。

CS画像の画質に関与する因子としては以下の事項が考えられる。

- a. 元となるCT画像
  - a-1. マトリックス数
  - a-2. スライス厚
- b. 画像処理
  - b-1. CT値重み付け法
  - b-2. CT値の強調処理
- c. CS像表示
  - c-1. 表示マトリックス数
  - c-2. CT値—濃度曲線

このうち、主として画像の濃度に関与する項目は、b-1・2、c-2である。今回我々が用いた二通りのCT値重み付け法はいずれもX線シミュレータ位置確認写真に近い画質が得られたと思われる。平面法と立体法で比較した場合、濃度分解能的には差がなく、むしろ縞模様アーチファクトにより画像の質感が左右されると思われた。また、本論文の主旨ではないので省略したが、CT値の強調処理<sup>5)</sup>、CT値—濃度曲線の変更あるいはカラー表示なども行ってみたが、総体的に画像の持つ質感を大きく変えることはなかった。

空間分解能に関与する項目は主としてa-1、2、c-1の3項目、そして今回検討したb-1のCT値重み付け法であるが、これらは画像処理コンピュータの能力に依存するところが大きい。分解能向上は記憶容量及び計算時間と相反する問題である。CT画像のマトリックス数が256×256から512×512に倍増すれば、単純計算では記憶容量は4倍、計算時間はそれ以上かかることになる。しかし、今回の結果では横断面方向の分解能は約2mm、3-line-pair/cmであり、256×256マトリッ

クで十分であると思われた。一方、横断面と垂直方向、すなわち体軸方向の分解能はスライス厚に依存していることは明かであり、理論的にはスライス厚以下の分解能を得ることは不可能である。我々も立体法において体軸方向に1mmの補間を行い分解能の向上を試みたが、結局、空間分解能は7mm、1-line-pair/cmに留まり、スライス厚以下の情報は得られなかった。数mm単位の精度が要求される治療において、その精度を満足させ得る照合用再構成画像を作成する必要があるが、放射線治療計画のための実用的スライス厚は5～10mmである。したがって、今後はランドマークを強調したり、表示したりする技術が必要であろう。

今回この検討を行った段階では、CS画像再構成に平面法、立体法共に20分程度の時間を要した。現在は、立体法を改良したCT値重み付け法を用い、プログラムに改良を加え約3分の計算時間まで短縮され、実用上ほとんど問題がないと考えている。

#### まとめ

1. CT横断面画像より、治療ビームで得られる照準写真と同一幾何学的条件を持つ透過像を再構成するためのCT値補正処理方法を二通り開発した。

2. そのひとつは平面(重み付け)法で、ビーム要素の通過位置で補正を行うものである。他のひとつは立体(重み付け)法で、ビーム要素の横切る長さと同画素体積で補正を行うものである。

3. いずれの方法においても空間分解能は横断面内方向、および斜め方向では良好であったが、体軸方向ではスライス厚以下の分解能は得られなかった。濃度分解能は両者で差がなかった。

4. 再構成画像の濃度が与える画像の視覚的質感はX線シミュレータによる位置確認写真に近いものが得られたと思われた。

本研究は横河メディカルシステムズ(代表:高野英明)との共同研究であり、また、実験においては、国立がんセンター病院放射線治療部花井耕造、中里 啓両技師の全面的協力により行われた。ここに深謝致します。御校閲を賜りました千葉大学放射線医学教室有水 昇教授に厚く御礼申し上げます。また、本研究の一部は厚生省がん研究助成

金63-24 (赤沼班) の援助により行われた。本論文の要旨は第2回日本放射線腫瘍学会学術大会 (1989年11月, 神戸) において発表した。

#### 文 献

- 1) Marks JE, Haus AG, Sutton HG, et al: Localization error in the radiotherapy of Hodgkin's disease and malignant lymphoma with extended mantle fields. *Cancer* 34: 83-90, 1974
- 2) Mohan R, Barest G, Brewster LJ, et al: A comprehensive three-dimensional radiation treatment planning system. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 15: 481-495, 1988
- 3) 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
- 4) 永田 靖, 西台武弘, 岡嶋 馨, 他: CT-シミュレータの開発と利用—放射線治療における三次元画像の有用性—, *日放腫会誌*, 1: 219-229, 1989
- 5) 遠藤真広, 河内清光, 飯沼 武: デジタル合成シミュレーション写真作成法の検討, *医用電子と生体工学*, 27(Suppl): 46-47, 1989
- 6) Ogino T, Hanai K, Egawa S, et al: Computed simulationgraphy—Concept and method of clinical application. *Radiat Med* 8: 29-33, 1990
- 7) 花井耕造, 荻野 尚, 浅賀昭彦, 他: コンピューテッドシミュレーショングラフィを用いた新しい放射線治療計画法に関する研究, *日放技会誌*, 45: 840-847, 1989
- 8) 遠藤真広: 重粒子線治療システムの構想, *映像情報(M)*, 21: 928-934, 1989
- 9) Shiu AS, Hogstrom KR, Janjan NA, et al: Technique for verifying treatment fields using portal images with diagnostic quality. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 13: 1589-1594, 1987
- 10) Rabinowitz I, Broomberg J, Goitein M, et al: Accuracy of radiation fields alignment in clinical practice. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 11: 1857-1867, 1985
- 11) Haynor DR, Borning AW, Griffin BA, et al: Radiotherapy planning: Direct tumor location on simulation and port films using CT. Part I principles. *Radiology* 158: 537-540, 1986
- 12) Flickinger JC, Deutsch M: Manual reconstruction of tumor volumes from CT scans for radiotherapy planning. *Radiother Oncol* 14: 151-158, 1989
- 13) Tsujii H, Kamada T, Takamura A, et al: A new RT-CT system for radiotherapy. (In) Bruinvis IAD, et al, eds: *The Use of Computers in Radiation Therapy*. 185-188, 1987, Elsevier Science Publishers, Amsterdam